

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

Janaína de Oliveira Muniz Lyra

**JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES
DE PACIENTES PÓS-AVC UTILIZANDO KINECT, AMBIENTES
VIRTUAIS E SINAIS MIOELÉTRICOS**

VITÓRIA

2016

Janaína de Oliveira Muniz Lyra

**JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES
DE PACIENTES PÓS-AVC UTILIZANDO KINECT, AMBIENTES
VIRTUAIS E SINAIS MIOELÉTRICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

VITÓRIA

2016

Janaína de Oliveira Muniz Lyra

**JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES
DE PACIENTES PÓS-AVC UTILIZANDO KINECT, AMBIENTES
VIRTUAIS E SINAIS MIOELÉTRICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Apresentada em 17 de novembro de 2016.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Antônio Alberto Fernandes
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves
Universidade Federal de Uberlândia

VITÓRIA

2016



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

“Jogos Sérios para Reabilitação de Membros Inferiores de Pacientes Pós-AVC
Utilizando Kinect, Ambientes Virtuais e Sinais Mioelétricos”

Janaína de Oliveira Muniz Lyra

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da
Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para a obtenção
do título de Mestre em Biotecnologia.

Aprovado por:

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)
Orientador

Prof. Dr. Antonio Alberto Ribeiro Fernandes (UFES)
Membro Interno

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves (UFU)
Membro Externo

Vitória-ES, 17 de Novembro de 2016.

FICHA CATALOGRÁFICA

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)

(Biblioteca Setorial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

Lyra, Janaína de Oliveira Muniz, 1991 -

L992j Jogos sérios para reabilitação de membros inferiores de pacientes pós-AVC utilizando kinect, ambientes virtuais e sinais mioelétricos / Janaína de Oliveira Muniz Lyra – 2016.

86 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.

Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Equipamentos de Autoajuda. 2. Acidente Vascular Cerebral. 3. Reabilitação. 4. Eletromiografia. I. Bastos Filho, Teodiano Freire. II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. III. Título.

CDU: 61

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família que esteve sempre presente nos momentos bons e nos ruins, especialmente a minha mãe Jane e a meu segundo pai Henrique, que são a base da minha vida, e acompanharam cada passo da minha caminhada, me ajudando quando necessário com todo amor e carinho do mundo.

Agradeço também ao meu pai Douglas, aos meus irmãos João e Pedro por todo amor, carinho e atenção. Aos meus primos Larissa, Eloan e Lucas que sempre me fazem sorrir, não importando o quão difícil tudo pareça estar, sempre iluminam meu coração. As minhas tias Milita e Tete, a minhas avós e avôs cujos ensinamentos e amor vou levar para sempre comigo.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Teodiano e a Universidade Federal do Espírito Santo pela oportunidade, aprendizado e pelos ensinamentos durante este período.

Agradeço aos meus amigos do Núcleo de Tecnologias Assistivas, sem os quais este trabalho não seria possível, em especial aos que fizeram parte do desenvolvimento desta pesquisa, Berthil, Nicolás e Gustavo. Agradeço também a Viviane, Carlos, Flávia, Alan, Chris, Vinícius e Alexandre (hehe) pelos sábios conselhos; a Eduardo e John, que me deram muito suporte na conclusão deste trabalho. Agradeço a todos pelos momentos e risadas compartilhadas.

Agradeço aos meus amigos da vida, em especial Ana, Luiza, Mariana e Henrique, que sempre estiveram comigo, aguentando meus desabafos, rindo e tornando toda essa caminhada mais tranquila e leve. Também quero agradecer a um grande amigo, Guilherme, que me deu muita força para concluir esta jornada, sempre disposto a me ajudar.

Agradeço aos pacientes e profissionais do Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo (CREFES), especialmente a Bárbara, Ana e Patrícia pela ajuda para o desenvolvimento e conclusão desta pesquisa.

Por fim, agradeço a todos que, apesar de não terem sido mencionados aqui, fizeram parte da minha história em algum momento e me ajudaram das mais diversas maneiras a me tornar o que eu sou.

RESUMO

Incapacidades motoras são os sintomas mais comuns após o Acidente Vascular Cerebral (AVC). Quando os membros inferiores são afetados, a realização de atividades da vida diária fica comprometida. Um desenvolvimento recente no campo da reabilitação é o uso de jogos sérios utilizando em ambientes virtuais (AV), e sensores de movimento associados ao *biofeedback* sEMG. Por meio deste *biofeedback*, os sinais mioelétricos do músculo são convertidos em informações visuais e sonoras, permitindo ao paciente controlar sua atividade muscular. O objetivo deste trabalho é conceber e avaliar uma tecnologia assistiva (TA), na forma de jogos sérios, focada na reabilitação de membros inferiores de voluntários pós-AVC. A TA é composta por AVs, e por sensores de movimento e de eletromiografia de superfície (sEMG). O sistema foi desenvolvido levando-se em consideração as limitações funcionais e habilidades residuais do público alvo, buscando criar um ambiente motivador e de fácil uso. A TA é capaz de fornecer um *biofeedback* em tempo real, mostrando na tela do AV o nível de ativação muscular do usuário. Os AVs desenvolvidos têm como objetivo motivar os voluntários, a fim de que realizem movimentos de levantar-se/sentar-se e extensão/flexão de joelho. Para avaliar o sistema foram realizados testes com nove voluntários pós-AVC. Os resultados das avaliações, feitas por meio das métricas System Usability Scale (SUS), Goal Attainment Scale (GAS) e Questionário de Avaliação do Ambiente Virtual (QAAV), revelaram que o sistema foi bem avaliado pelos voluntários, ressaltando-se alguns pontos a serem melhorados nas próximas versões do sistema. Adicionalmente, uma análise feita nos sinais mioelétricos e amplitude dos movimentos revelou que o sistema foi eficiente no que se propôs a realizar.

Palavras-chave: acidente vascular cerebral, jogos sérios, reabilitação, *biofeedback*, eletromiografia e ambientes virtuais.

ABSTRACT

Incapacities are the most common symptoms after stroke. When lower limbs are affected, the performance of daily activities are compromised. A recent development in the rehabilitation field is the use of serious games composed of virtual environments (VE) associated with sEMG Biofeedback to increase and improve the performance of rehabilitation. Through this biofeedback, myoelectric signals are converted into visual and auditory information, allowing patients to control their muscle activity. The objective of this work is to design and evaluate an assistive technology (AT), based on serious games, focused on the rehabilitation of lower limbs of post-stroke volunteers. This AT is composed of VEs and sensors of motion and surface electromyography (sEMG). The system has been developed considering the functional limitations and residual abilities of the target audience, seeking to create a motivating environment. The developed system provides the user with biofeedback in real time, showing his/her muscle activation level in the screen of the VA. The VEs aim to motivate volunteers to perform the movements of stand-up/sit-down and extension/flexion. In order to evaluate the system, trials were performed with nine post-stroke volunteers, which assessed the system through the following questionnaires: System Usability Scale metrics (SUS), Goal Attainment Scale (GAS) and Virtual Environment Assessment Questionnaire (QAAV). Based on the results, the system was well evaluated, highlighting some points to be improved in future releases. Moreover, an analysis of the myoelectric signals and range of motion showed that the system was efficient to accomplish its main purpose.

Key words: Stroke, rehabilitation, serious games, biofeedback, electromyography and virtual environments.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. AVC isquêmico e hemorrágico.	17
Figura 3. Marcha hemiplégica esquematizada.....	20
Figura 3. Folder educativo sobre identificação do AVC.....	26
Figura 4. Esquema mostrando a organização do tecido muscular estriado esquelético	34
Figura 5. Sequência temporal dos acontecimentos que antecedem a contração muscular	36
Figura 6. Primeira fase do jogo desenvolvido.....	38
Figura 7. Segunda fase do jogo desenvolvido.....	39
Figura 8. Biofeedback visto pelo usuário.....	40
Figura 9. Posicionamento dos eletrodos durante os testes	42
Figura 10. Em A equipamento BrainNet BTN36, e em B EMG System.....	42
Figura 11. Esquema do funcionamento geral da tecnologia assistiva.....	43
Figura 12. Gráfico mostrando a conversão da pontuação obtida no SUS para valores percentuais	47
Figura 13. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V1 na primeira fase do sistema	58
Figura 14. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V2 na primeira fase do sistema	59
Figura 15. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V6 na segunda fase do sistema	60
Figura 16. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V7 na segunda fase do sistema	61
Figura 17. Representação gráfica da amplitude muscular máxima atingida pelo músculo reto femoral de cada usuário na utilização da segunda fase do sistema.	62
Figura 18. Representação gráfica da média das amplitudes máximas atingida em cada repetição do movimento por voluntário.....	62
Figura 19. Representação gráfica da amplitude muscular máxima atingida pelo músculo reto femoral de cada usuário na utilização da primeira fase do sistema.....	63
Figura 21. Variação do ângulo na primeira fase do sistema	64
Figura 22. Variação do ângulo na segunda fase do sistema.....	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Fatores de risco do AVC.....	19
Tabela 2. Relação entre a etnia e prevalência do AVC.....	22
Tabela 3. Relação entre o gênero e riscos de AVC.....	22
Tabela 4. Estudos anteriores utilizados como base para determinação do tempo de duração das sessões da TA	44
Tabela 5. Critérios de Inclusão	45
Tabela 6. Critérios de exclusão	46
Tabela 7. Dados dos voluntários desta pesquisa	51
Tabela 8. Resultados do SUS e GAS para cada um dos participantes	52
Tabela 9. Tempo de adaptação e pontuação obtidos por cada voluntário na primeira e segunda fases do jogo	53
Tabela 10. Questionário de avaliação do ambiente virtual (QAAV), análise da motivação	54
Tabela 11. Questionário de avaliação do ambiente virtual (QAAV) análise da experiência do usuário.	56

LISTA DE SIGLAS

AIDS	Síndrome da Imunodeficiência Adquirida
AV	Ambiente Virtual
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVCH	Acidente Vascular Cerebral Hemorrágico
AVCI	Acidente Vascular Cerebral Isquêmico
CAT	Comitê de Ajudas Técnicas
CIDID	Classificação Internacional de deficiências, incapacidades e desvantagens
CREFES	Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo
DALYs	Reduced disability-adjusted life-year
eNOS	Enzima Óxido Nítrico Sintase
EUA	Estados Unidos da América
GAS	Goal Attainment Scale
GT	Grupo Teste
ICIDH	International Classification of impairments, disabilities, and handicaps
IMU	Inertial Measurement Unit
ISO	International Organization for Standardization
MI	Membro inferior
MS	Ministério da Saúde
NTA	Núcleo de Tecnologias Assistivas
NO	Óxido Nítrico
OMS	Organização Mundial da Saúde
ONU	Organização das Nações Unidas
sEMG	Eletromiografia de Superfície
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscle
SME	Sinal Mioelétrico
SUS	System Usability Scale
QAAV	Questionário de Avaliação do Ambiente Virtual
TA	Tecnologia Assistiva
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
RMS	Root Mean Square
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo

SUMÁRIO

Capítulo 1 - Introdução	14
Capítulo 2 – AVC, TAs e sEMG	16
2.1 Alterações Motoras	18
2.1.1 Alteração do Tônus Muscular ou Espasticidade	18
2.2 Fatores de Risco e Prevenção.....	19
2.3 O AVC como Gerador de Deficiências.....	22
2.3.1 Deficiências, Incapacidades e Desvantagens	23
2.4 A Epidemiologia do AVC no Brasil e no Mundo	25
2.5 Reabilitação Pós-AVC	26
2.5.1 Fisioterapia Convencional.....	28
2.5.2 Reabilitação dos Membros Inferiores: Sentar e Levantar, e Extensão de Joelhos	29
2.6 Tecnologias Assistivas.....	30
2.6.1 TAs associadas a jogos sérios baseadas em realidade virtual	31
2.6.2 TAs associadas à reabilitação	31
2.7 Sinais Mioelétricos.....	33
2.7.1 Eletromiografia de superfície.....	34
Capítulo 3 - Metodologias	38
3.1 Ambiente Virtual	38
3.2 Eletromiografia de superfície.....	41
3.3 Pacientes e Modelagem do Estudo.....	43
3.4 Critérios de Inclusão	45
3.5 Critérios de Exclusão	45
3.6 Parâmetros Avaliados	46
3.6.1 SUS (System Usability Scale).....	46
3.6.2 GAS (Goal Attainment Scale).....	47
3.6.3 Questionário de Avaliação de Ambientes Virtuais (QAAV)	49
Capítulo 4 – Resultados e Discussão	51
4.1 Resultados e discussão sobre SUS, GAS e QAAV	51
Perguntas.....	54
Voluntários.....	54
4.2 Validação da TA por meio da sEMG.....	58
4.1 Conclusão.....	65
4.2 Contribuições	67
4.3 Trabalhos completos publicados em anais de congressos e periódicos	67

4.3 Trabalhos futuros	68
4.4 Referências Bibliográficas	68
Anexo A – Termo de consentimento livre e esclarecido voluntários pós-AVC	76
Anexo B - System Usability Scale (SUS), adaptado.....	78
Anexo C - Goal Attainment Scalling (GAS), adaptado	79

Capítulo 1 - Introdução

O presente trabalho tem como objetivo avaliar a funcionalidade da tecnologia assistiva (TA) desenvolvida no Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), tendo como público alvo voluntários pós- acidente vascular cerebral (AVC). Essa TA faz uso de ambientes virtuais (AVs) com os quais o usuário interage, por meio de objetivos e pontuação. Este AV é controlado por movimentos corporais predefinidos, utilizando-se para isso o sensor de movimentos Kinect 2.0. Além disso, o AV está associado a um software de biofeedback que utiliza sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) com a finalidade de apresentar ao usuário seu nível de ativação muscular no momento do exercício.

A TA concebida tem foco na reabilitação de membros inferiores de pacientes pós-AVC, mais especificamente nos movimentos de extensão/flexão de joelhos e no exercício de sentar-se e levantar-se, frequentemente afetados nesses indivíduos (SULLIVAN, 2010).

Foram encontrados, na literatura, diversas pesquisas e também sistemas de uso comercial que utilizam novas tecnologias, incluindo jogos sérios, para a criação de ferramentas que possam auxiliar no processo de reabilitação. Sabe-se que pacientes com lesões neurológicas centrais são capazes de reaprender os movimentos perdidos, sendo que a recuperação é associada ao mecanismo de plasticidade. A capacidade plástica do sistema nervoso é demonstrada em vários estudos, e atualmente é aceito que a plasticidade é dependente da atividade e da aprendizagem (LOPES; LOPES; BRITO, 2015).

Jogos sérios, assim como o avaliado nesta pesquisa, podem ser definidos como jogos que permitem ao usuário atingir objetivos específicos, utilizando-se do entretenimento e motivação presentes, tradicionalmente, nesse tipo de tecnologia. O principal objetivo de um jogo sério é ensinar algo ao usuário, ou ainda permitir que o mesmo desenvolva determinadas habilidades (REGO; MOREIRA; REIS, 2010).

Existem no mercado sistemas para reabilitação, como é o caso, por exemplo, da “Mira”, uma plataforma desenvolvida para tornar a fisioterapia convencional divertida e conveniente para os pacientes em recuperação. Essa plataforma utiliza exercícios tradicionais da fisioterapia, transformando-os em vídeo games. A “Mira” utiliza um sensor de movimento para monitorar e avaliar o usuário durante as atividades (2014 MIRA REHAB). Um outro exemplo é o “MusicGlove”, um sistema de reabilitação baseado em jogos musicais e sensores de

movimento, que permite ao usuário realizar movimentos diversos com as mãos enquanto recebe um feedback auditivo (FRIEDMAN et al., 2011).

Tendo em vista o aumento da procura por plataformas de reabilitação envolvendo jogos sérios, diversas empresas têm criado tecnologias para esse fim, como é o caso da *Hocoma*, *MediTouch*, *Tyromotion*, *NeuroAtHome* e *Virtualware* (RODRÍGUEZ-DE-PABLO et al., 2016).

Entretanto, diferentemente dos sistemas anteriores, a ferramenta de reabilitação desenvolvida pelo NTA da UFES se diferencia por fornecer um biofeedback de sinais mioelétricos (SME) em tempo real para o usuário, além de proporcionar um feedback gerado pelo jogo, oriundo da realização das tarefas no AV, e também informações sobre a amplitude dos movimentos realizados, com base em um sensor de movimento. Pretende-se ao final do desenvolvimento do sistema patentear-lo como invenção e torná-lo um sistema de uso comercial destinado a centros de reabilitação física.

Para alcançar os objetivos desta pesquisa, as seguintes etapas foram seguidas:

- Proposição de uma metodologia para analisar o protótipo do sistema de reabilitação;
- Definição de um protocolo experimental para analisar o ambiente virtual e o sistema de reabilitação proposto;
- Realização de testes baseados no protocolo definido com voluntários pós-AVC;
- Aplicação nos voluntários envolvidos dos questionários System Usability Scale (SUS), Questionário de Avaliação do Ambiente Virtual (QAAV) e Goal Attainment Scale (GAS);
- Avaliação, de forma *offline*, dos sinais de sEMG, a fim de se comprovar a ativação do músculo alvo e compará-los com a contração do membro não afetado, especificamente no exercício de levantar-se e sentar-se.

Capítulo 2 – AVC, TAs e sEMG

O acidente vascular cerebral (AVC) é uma síndrome que se caracteriza por alterações neurológicas oriundas da falência de suprimento sanguíneo apropriado em regiões localizadas do encéfalo (WHO, 2015). Uma outra definição elucida o AVC como uma síndrome clínica caracterizada pela perda aguda de função cerebral localizada ou global, com os sintomas durando por mais de 24 horas ou levando à morte. Tais sintomas podem ser causados tanto por hemorragia espontânea no cérebro, ou devido à baixa pressão sanguínea, trombose ou embolismo, associados a doenças dos vasos sanguíneos, cardíacas, ou sanguíneas (WARLOW; GIJN; DENNIS, 2008).

O AVC é classificado em dois tipos principais: O AVC Isquêmico (AVCI) e o AVC Hemorrágico (AVCH), ilustrados na Figura 1.

O AVCI resulta de embolismo, trombos ou de condições que produzam baixas pressões de perfusão sistêmica, levando a um bloqueio total ou parcial do fluxo sanguíneo para o encéfalo, e tendo como resultado imediato um déficit no suprimento de oxigênio e glicose, culminando em alterações do metabolismo celular, lesão e morte tecidual (KASNER; MOSS, 2011; SULLIVAN, 2010). O AVCI representa de 80% a 90% de todos os casos da síndrome (KASNER; MOSS, 2011; OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011).

Por outro lado, o AVCH, que é responsável por 8% a 12% dos casos de AVC (KASNER; MOSS, 2011; OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011), é causado pela ruptura de vasos cerebrais, ou devido a traumas (KASNER; MOSS, 2011; MELO-SOUZA et al., 2000), que resultam em sangramento anormal em áreas extra vasculares do encéfalo, culminando com aumento da pressão intracraniana, lesão tecidual e restrição do fluxo sanguíneo distal (SULLIVAN, 2010).

A interrupção do fluxo sanguíneo causa danos celulares irreversíveis, e em poucos minutos, na região central do infarto focal. A zona de transição ao redor desse centro é denominada área de penumbra, e nela as células continuam viáveis, porém metabolicamente letárgicas, por um período de 3 a 4 horas (SULLIVAN, 2010). Normalmente, após esse período, as células na zona de penumbra apresentam danos irreversíveis (GILROY, 2000).

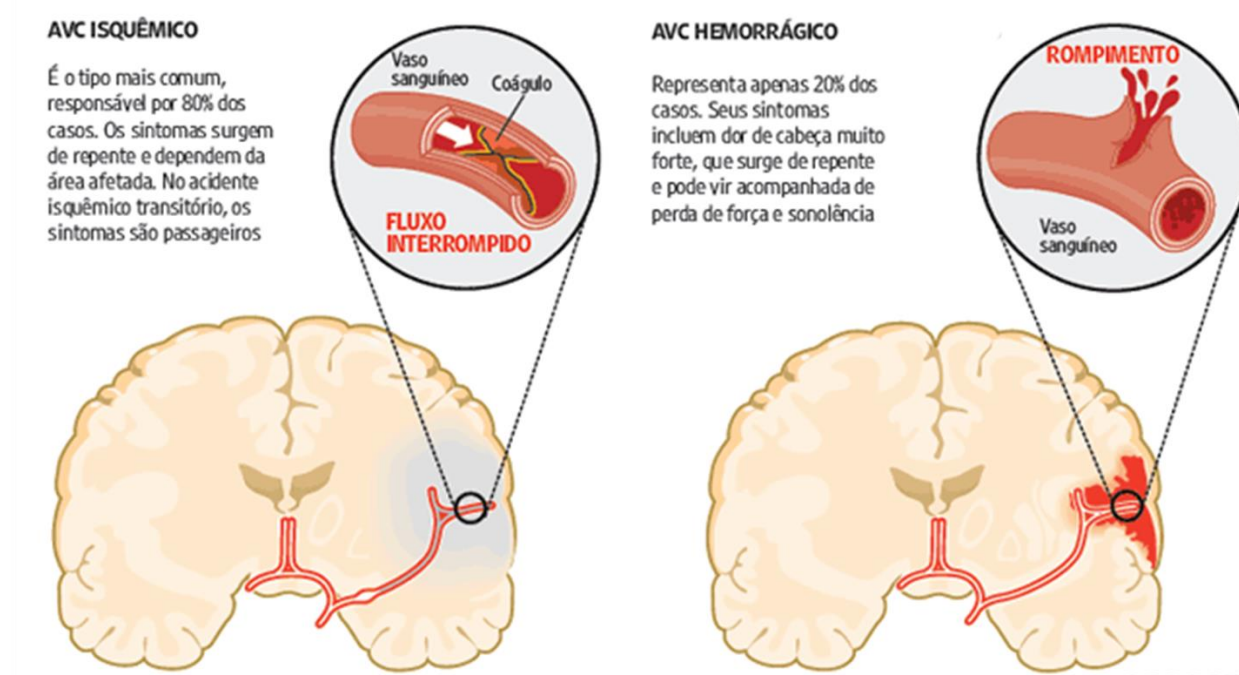


Figura 1. AVC isquêmico e hemorrágico. Fonte: Adaptado de American Stroke Association.

Os sintomas e gravidade dessas alterações neurológicas dependem da localização, do tamanho da área afetada, da existência de fluxo sanguíneo colateral, das funções das estruturas envolvidas e da velocidade com a qual o evento ocorre (SULLIVAN, 2010). Pode haver comprometimento da sensibilidade em aproximadamente 53% dos pacientes; alterações visuais em cerca de 26% dos afetados; aparecimento de fortes dores de cabeça (AHCPR, 1995); alterações motoras incluindo: paresia (fraqueza), alterações do tônus muscular, reflexos anormais e alterações no controle do equilíbrio postural (BELDA-LOIS, 2011; CAPÓ-LUGO; MULLEN, 2012). Também podem ocorrer comprometimentos na fala, linguagem e deglutição; na percepção e cognição; na manutenção de estados emocionais, estado também conhecido como síndrome da desregulação emocional (ROBINSON; PARIKH, 1993); e distúrbios funcionais na bexiga urinária e intestino (AHCPR, 1995).

Há também a possibilidade de ocorrerem complicações e comprometimentos indiretos, como por exemplo:

- Efeitos no sistema musculoesquelético, como perda do movimento voluntário e imobilização, que podem ser atribuídos à perda da amplitude de movimentos devido a contraturas (SULLIVAN, 2010);
- Alterações neurológicas que podem acarretar convulsões (COCITO; FAVALE; RENI, 1982) e, mais raramente, hidrocefalia (GILROY, 2000);

- Comprometimentos cardiovasculares e pulmonares, que podem ser explicados pela falta de condicionamento físico da grande maioria dos pacientes, ou níveis limitados de atividades físicas, entre outros (MOL; BAKER, 1991).

2.1 Alterações Motoras

Dentre os resultados das alterações neurológicas causadas pelo AVC, tem-se a incapacidade motora, que ocorre quando há perda e/ou limitação do controle muscular, ou ainda uma limitação na mobilidade (TEIXEIRA, 2008).

Inicialmente, após um evento de AVC, o paciente passa por um período de paralisia flácida, no qual não é possível a realização de nenhum movimento dos membros afetados. Num segundo momento o paciente experimenta a espasticidade, que se refere ao aumento do tônus muscular; a hiper-reflexia; e as sinergias obrigatórias, caso no qual o paciente se torna incapaz de realizar um movimento isolado de parte de um membro, sem movimentá-lo como um todo (BRUNNSTRÖM, 1970; TWITCHELL, 1951). Conforme o processo de recuperação se desenvolve há um declínio da espasticidade e o indivíduo passa a ter controle de algumas combinações de movimento. Finalmente, o paciente pode se tornar capaz de realizar movimentos articulares individuais, e atingir uma coordenação motora quase normal. (BRUNNSTRÖM, 1970).

Em um quadro pós-AVC as incapacidades motoras mais comuns são aquelas que afetam movimentos da face, braços e pernas de uma metade sagital do corpo, podendo variar da hemiplegia (paralisia) à hemiparesia (fraqueza). Nesses casos os danos envolvem a área motora do cérebro, como é o caso do córtex motor, do córtex pré-motor, dos tratos motores, ou vias associadas no cérebro e cerebelo (SULLIVAN, 2010; WARLOW; GIJN; DENNIS, 2008).

2.1.1 Alteração do Tônus Muscular ou Espasticidade

A espasticidade está presente em cerca de 90% dos casos, ocorrendo, geralmente, no lado oposto ao da lesão cerebral (SULLIVAN, 2010; TEIXEIRA-SALMELA; OLNEY, 1999). Os músculos se tornam tensos, rígidos, resistindo ao movimento volitivo do paciente. Esse posicionamento e rigidez anormais podem levar ao surgimento de alterações degenerativas, contrações fixas e espasmos dolorosos (HUFSCMIDT; MAURITZ, 1985). Também são

afetados os músculos posturais, acarretando déficits no equilíbrio e estabilidade corporal, culminando com um aumento do números de quedas nesses pacientes, o que também afeta a performance de diferentes tarefas cotidianas (BELDA-LOIS, 2011; CAPÓ-LUGO; MULLENS, 2012).

Nos membros inferiores, a espasticidade afeta principalmente os retratores pélvicos, os adutores e rotatores internos do quadril, os extensores do quadril e do joelho, os flexores e supinadores plantares, e os flexores dos dedos dos pés (SULLIVAN, 2010), criando um padrão de marcha conhecido como “marcha hemiplégica”, esquematizado na Figura 2 (JUDGE; ZUIDEMA; FITZGERALD, 1989). Esses indivíduos apresentam uma assimetria corporal pronunciada, tendo dificuldades em realizar a transferência de peso para o lado afetado, impedindo dessa forma a orientação e estabilidade necessárias para o movimento apropriado dos quadris e membros (CRUZ, 2008; NORDIN; ROSENDAHL; LUNDIN-OLSSON, 2006).

2.2 Fatores de Risco e Prevenção

O conhecimento e identificação dos fatores de risco do AVC é de suma importância para a criação de estratégias de prevenção, e identificação de perfis mais vulneráveis à síndrome.

Para uma melhor compreensão pode-se classificar os fatores de risco em modificáveis e não-modificáveis, como mostrado na Tabela 1.

Tabela 1. Fatores de risco do AVC. Fonte: Castro & Epstein 2009; Chaves 2000.

Riscos modificáveis	Riscos não-modificáveis
Hipertensão	Idade
Diabetes	Sexo
Fumo e Álcool	Etnia
Fibrilação atrial	Hereditariedade
Outras doenças cardíacas	
Hiperlipidemias/Dislipidemias	
Sedentarismo	
Estenose carotídea assintomática	



Figura 2. Marcha hemiplégica esquematizada, consistindo no membro superior fletido, aduzido e punho pronado, e no membro inferior espático, não fletido. Durante a marcha o indivíduo move a perna afetada em semicírculos
Fonte: Judge et al. 1989

A hipertensão arterial é um fator de risco predominante para o AVC em ambos os sexos (SACCO; WOLF; GORELICK, 1999), sendo que as chances de um evento ocorrer em uma pessoa hipertensa é de duas a três vezes maior do que em uma pessoas saudável da mesma idade (KANNEL, 1995). Além disso, indivíduos com qualquer disfunção cardíaca, oculta ou evidente, e independente da pressão sanguínea, têm aumentos significativos nas chances de sofrerem um AVC. Especificamente em relação a indivíduos com fibrilação atrial, estudos mostram um aumento do risco de ocorrência do AVC de cinco vezes, quando comparados a indivíduos saudáveis. O impacto da fibrilação atrial se torna ainda mais evidente com o avanço da idade, com a proporção de AVCs associados a essa disfunção aumentando de 6,7% na faixa etária de 50-59 anos, para 36,2% na faixa de 80-89 anos (KANNEL, 1995).

O diabetes é um outro fator de risco para o desenvolvimento do AVC, devido sobretudo à hiperglicemia; a mecanismos aterogênicos diretos, que se referem à formação de lesões ateromatosas ou de ateromas nas paredes arteriais; a alterações da hemodinâmica cerebral e à maior prevalência de dislipidemias (níveis elevados de lipídios no sangue) nos diabéticos (CHUKWUMA; TUOMILEHTO, 1993; PEREIRA, 2011), sendo as dislipidemias um fator de risco independente para doenças vasculares cerebrais, entre elas o AVC (CYNTHIA; YOGESHA; ARUNACHALAM, 2014; GOLDSTEIN et al., 2006).

Há também o consumo abusivo de álcool, que é um fator de risco para inúmeras doenças, incluindo AVC e seus subtipos (KLATSKY; ARMSTRONG, 2001; MAZZAGLIA et al., 2001), sendo que a grande maioria dos estudos sugerem uma associação J-shaped entre o consumo de álcool e o AVC, significando que uma ingestão que varie de baixa a moderada pode ter um efeito protetor, aumentando-se os riscos à medida em que a ingestão de álcool se torna excessiva, uma vez que esse consumo abusivo pode levar à hipertensão, hipercoagulabilidade, redução do fluxo sanguíneo cerebral e a uma maior probabilidade de fibrilação atrial (DJOUSSÉ; ELLISON; BEISER, 2002; ISO et al., 2004; SACCO; ELKIND; BODEN-ALBALA, 1999). Adiciona-se à lista de fatores de risco modificáveis o tabagismo e o sedentarismo, sendo o primeiro identificado, em diversos estudos, como fator de risco (OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011) associado a um aumento de duas vezes os riscos de AVCI, e a um aumento de duas a quatro vezes os riscos de ocorrência do AVCH (BRODERICK et al., 2003; KURTH et al., 2003). Além disso, o tabagismo pode também potencializar os efeitos de outros fatores de risco, e aumentar as chances de ocorrência do AVC em fumantes passivos (GOLDSTEIN et al., 2006; OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011). Já em relação ao sedentarismo, estudos mostram que a proporção de casos de AVC que podem ser atribuídos a esse fator é de 30%, e que a prática de atividade física regular é relacionada a uma diminuição dos riscos de eventos cerebrovasculares e cardiovasculares, o que pode ser explicado pelo aumento da vasodilatação endotélio-dependente (ENDRES et al., 2003; GOLDSTEIN et al., 2006), uma vez que a atividade física promove o aumento da expressão da enzima óxido nítrico sintase (eNOS), produtora do óxido nítrico (NO), no endotélio dos vasos sanguíneos, sendo o NO um importante modulador da homeostase vascular e do fluxo sanguíneo, além de inibir a agregação plaquetária e ser um potente vasodilatador (ENDRES et al., 2003).

Finalmente, tem-se a estenose carotídea assintomática, que é um processo patológico caracterizado pelo acúmulo de lipídeos plasmáticos e fibras do tecido conjuntivo nas camadas íntimas dos vasos sanguíneos, culminando com a formação de placas ateroscleróticas que acarretam a redução do fluxo sanguíneo e o estreitamento da luz vascular, representando de 10% a 20% dos casos de AVC (FUKUJIMA; GABBAI, 1999; SACCO, 2001)

Já em relação aos fatores de risco não modificáveis, pesquisas mostram que há uma maior prevalência do AVC em negros, quando comparados às demais etnias, e que o sexo masculino é mais afetado do que o feminino, veja a Tabela 2 e 3 (GOLDSTEIN et al., 2006).

No tocante à idade, de acordo com Goldstein et al. 2006, os efeitos cumulativos do envelhecimento sobre o sistema cardiovascular e os efeitos da natureza progressiva dos fatores de risco do AVC aumentam substancialmente os riscos de ocorrência da síndrome com o avançar da idade, sendo que esse risco duplica a cada década vivida após cinquenta e cinco (55) anos de idade (OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011).

Relativamente à hereditariedade, históricos paternos e maternos de AVC estão associados ao aumento dos riscos de incidência dessa síndrome nos descendentes (KIELY et al., 1993), o que pode ser atribuído à hereditariedade genética de fatores de risco; à herança de suscetibilidade aos efeitos dos fatores de risco; ao compartilhamento do estilo de vida, à cultura e fatores ambientais; e à interação entre fatores genéticos e fatores ambientais (LIAO et al., 1997).

Tabela 2. Relação entre a etnia e prevalência do AVC.

Etnia	Prevalência por 100.000
Negros	233
Hispânicos	196
Branços	93

Tabela 3. Relação entre o gênero e riscos de AVC.

Gênero	Prevalência por 100.000
Masculino	174
Feminino	122

Finalmente, é válido destacar que quanto maior for o número de fatores de risco coexistentes, maiores serão as chances de ocorrência de um AVC (KANNEL, 1995).

2.3 O AVC como Gerador de Deficiências

É importante ressaltar que o AVC é uma das principais causas de incapacidades e deficiências severas e persistentes, em escala mundial (ADAMSON; BESWICK; EBRAHIM, 2004; ALLEN et al., 2014; JARACZ; GRABOWSKA-FUDALA; KOZUBSKI, 2012). No Reino

Unido, a Stroke Association afirma que o AVC é a maior causa de deficiências severas na Inglaterra, com cerca de 350.000 pessoas afetadas a qualquer momento; nos Estados Unidos da América (EUA), a American Stroke Association relata que o AVC é a principal causa de deficiências severas de longa duração no país, com aproximadamente três milhões de pessoas apresentando um déficit motor permanente devido ao AVC. Além disso, a National Stroke Foundation of Australia descreve o AVC como uma das grandes causas de deficiências em adultos australianos (ADAMSON; BESWICK; EBRAHIM, 2004; REINKENSMEYER, 2000).

Ademais, estudos mostram que em 2015 a prevalência de indivíduos sobreviventes ao AVC em todo o mundo foi de 67 milhões de pessoas, com estimativas mostrando que o número de afetados em 2030 será de 77 milhões, com uma grande porcentagem desses indivíduos convivendo com limitações funcionais, variando de leves a severas, e que interferem na realização de tarefas cotidianas e na independência do indivíduo (ALLEN et al., 2014; JARACZ; GRABOWSKA-FUDALA; KOZUBSKI, 2012; STRONG; MATHERS; BONITA, 2007)

Outrossim, estudos apontam o AVC como a quarta maior causa de reduced disability-adjusted life-years (DALYs), que representa a soma dos anos de vida perdidos como resultado de morte prematura e anos vividos com incapacidades, devido à severidade do AVC, perdendo apenas para Síndrome da Imunodeficiência Adquirida (AIDS), para a Desordem Depressiva Unipolar, e para Doenças Cardiovasculares (DONNAN et al., 2008; LOPEZ et al., 2006; STRONG; MATHERS; BONITA, 2007).

É esperado que essa taxa só aumente, acompanhando a elevação da expectativa de vida da população, uma vez que o AVC é uma doença cuja incidência aumenta com a idade, sendo que cerca de 75% dos casos ocorrem em indivíduos com idade acima de 65 anos (ALMEIDA, 2012; ALVARENGA, 2009; RODGERS et al., 2004).

2.3.1 Deficiências, Incapacidades e Desvantagens

Neste trabalho torna-se imprescindível a compreensão e conceituação dos termos: Deficiência, incapacidade e desvantagens, visto que o AVC é um de seus grandes causadores. Para tanto, recorre-se à Organização Mundial de Saúde (OMS), que criou em 1976 a “Internacional Classification of impairments, disabilities, and handicaps: a manual of classification relating to

the consequences of disease” (ICIDH), traduzido e publicado em 1989 como: “Classificação Internacional de deficiências, incapacidades e desvantagens: um manual de classificação das consequências das doenças (CIDID)”, cujo objetivo é fornecer uma base conceitual para os profissionais da área (ALMANSA et al., 2011; LT AMIRALIAN MARIA ET AL., 2000; WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1976).

O CIDID traz alguns alguns conceitos, entre eles:

- Deficiência: perda ou anormalidade de estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica, temporária ou permanente. Incluem-se nessas a ocorrência de uma anomalia, defeito ou perda de um membro, órgão, tecido ou qualquer outra estrutura do corpo, inclusive das funções mentais. Representa a exteriorização de um estado patológico, refletindo um distúrbio orgânico, uma perturbação no órgão.
- Incapacidade: restrição, resultante de uma deficiência, da habilidade para desempenhar uma atividade considerada normal para o ser humano. Surge como consequência direta ou é resposta do indivíduo a uma deficiência psicológica, física, sensorial ou outra. Representa a objetivação da deficiência e reflete os distúrbios da própria pessoa, nas atividades e comportamentos essenciais à vida diária.
- Desvantagem: prejuízo para o indivíduo, resultante de uma deficiência ou uma incapacidade, que limita ou impede o desempenho de papéis, de acordo com a idade, sexo, fatores sociais e culturais. Caracteriza-se por uma discordância entre a capacidade individual de realização e as expectativas do indivíduo ou do seu grupo social. Representa a socialização da deficiência e relaciona-se às dificuldades nas habilidades de sobrevivência (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1976).

Dentro desse contexto ganha destaque o conceito de acessibilidade, que historicamente teve origem no final da década de 1940 nos EUA (SASSAKI, 2005). No Brasil, o marco legal da acessibilidade foi criado no ano de 2000, com a Lei 10.098, que estabelece normas gerais e critérios básicos para a promoção da acessibilidade das pessoas com deficiência ou com mobilidade reduzida, mediante a supressão de barreiras e de obstáculos nas vias e espaços públicos, no mobiliário urbano, na construção e reforma de edifícios e nos meios de transporte e de comunicação. Ainda de acordo com essa lei, a definição de acessibilidade é a possibilidade e condição de alcance para utilização, com segurança e autonomia, por parte de indivíduos com algum tipo de incapacidade, de todos os recursos disponíveis (CONGRESSO NACIONAL, 2000; PUC-RIO, 2015; SASSAKI, 2005). Além disso, de acordo com a Organização das

Nações Unidas (ONU), acessibilidade é permitir que pessoas com incapacidades vivam independentemente e participem integralmente de todas as esferas da sociedade (UNITED NATIONS ENABLE, 2015).

Apesar de ser um conceito surgido há pelo menos 70 anos, a busca pela acessibilidade e inclusão de pessoas com deficiências é algo recente e exige mudanças por parte de toda a sociedade (PATROCÍNIO, 2006).

Este trabalho possui suma importância do ponto de vista da acessibilidade e inclusão social, já que tem por objetivo auxiliar e aperfeiçoar a reabilitação física de pacientes incapacitados pelo AVC.

2.4 A Epidemiologia do AVC no Brasil e no Mundo

Dando ênfase à epidemiologia dessa doença no Brasil, dados do Ministério da Saúde (MS) mostram que de janeiro a dezembro de 2014 houve 141.479 internações devido ao acidente vascular encefálico, não especificado como hemorrágico ou isquêmico. Adicionalmente, o AVC é a primeira causa de mortalidade na América Latina, com incidências e prevalências variando no continente (CAMARGO; BACHESCHI; MASSARO, 2005; LAVADOS; HENNIS, 2007), sendo no Brasil uma das principais causa de internação e mortalidade, considerando taxas de mortalidade ajustadas à idade (DE PADUA MANSUR et al., 2003). Outrossim, a grande maioria dos pacientes que sobrevive ao incidente apresenta sequelas (FAROOQ; CHAUDHRY, 2008), responsáveis por 40% das aposentadorias precoces no Brasil (ABRAMCZUK; VILLELA, 2009).

Entretanto, apesar de sua grande prevalência, estudos mostram que uma parcela significativa da população não reconhece nenhum dos sintomas que antecedem um AVC (PONTES-NETO et al., 2008), o que mostra a necessidade de campanhas de conscientização por parte do governo. A Figura 3 mostra alguns dos sintomas que podem indicar um AVC.



Figura 3. Folder educativo sobre identificação do AVC. Fonte: Instituto de Neurociências

Ressalta-se a importância deste trabalho, pois, no mundo, o AVC causa 9% de todos os óbitos, sendo a segunda principal causa de morte, atrás apenas das doenças isquêmicas do coração. A proporção de mortes causadas pelo AVC em países ocidentais varia de 10% a 12%, sendo que 12% dessas mortes ocorre em pessoas com menos de 65 anos de idade (BONITA, 1992; COSTANDI, 2014; MURRAY; LOPEZ, 1997).

2.5 Reabilitação Pós-AVC

Via de regra, a recuperação de pacientes pós-AVC é mais rápida nas primeiras semanas que sucedem o evento. Isto decorre de alguns fatores, dentre eles: redução do edema, absorção do tecido lesionado, melhora da circulação local e do metabolismo celular, o que permite que os neurônios intactos previamente inibidos retomem sua função (SULLIVAN, 2010). Entretanto, sabe-se também que a recuperação tardia é possível, tendo esta sido demonstrada em pacientes com AVC crônico (com AVC há mais de um ano) (KUNKEL; KOPP; MÜLLER, 1999; VISINTIN et al., 1998). Além do que, o tempo de recuperação é dependente do tamanho da área afetada, de modo que AVCs maiores e mais graves exigem um maior tempo de recuperação, assim como limitam mais a reabilitação, enquanto que em AVCs menores a recuperação é rápida com pouco, ou nenhum, déficit residual (HENDRICKS; LIMBEEK, 2002; LANGHORNE; COUPAR; POLLOCK, 2009).

Haja vista a grande incidência do AVC no Brasil e no mundo, torna-se imperiosa a necessidade de novas tecnologias para o tratamento e reabilitação de indivíduos afetados por suas sequelas.

De acordo com Owens (2014), os pacientes pós-AVC enfrentam um longo caminho para a recuperação, porém esses meses, ou anos, de fisioterapia podem ser menos fatigantes por meio da incorporação e do uso de robôs e outros dispositivos tecnológicos.

Ainda dentro desse contexto, pode-se definir a reabilitação pós-AVC como um processo dinâmico, sempre focado em uma meta e cujo objetivo é permitir que o paciente incapacitado atinja sua condição ótima nos aspectos físicos, cognitivos, emocionais, comunicativos e sociais (DAWSON, 2013).

Em geral, o tratamento de indivíduos cuja incapacidade ou deficiência decorrem do AVC são as intervenções terapêuticas tradicionais, dentre elas a reabilitação física, cujos objetivos são a recuperação motora e neurológica, focando na independência funcional e na melhoria da qualidade de vida do paciente (CLAFLIN; KRISHNAN; KHOT, 2015). De acordo com Luker et al. (2014), a reabilitação física pós-AVC pode ser definida como: intervenções, ambientes de reabilitação, programas e equipamentos que promovam a atividade corporal, tendo como fim a independência na mobilidade e na realização de atividades cotidianas (POLLOCK et al., 2014).

Evidências de estudos corroboram com essa abordagem e mostram uma associação positiva entre o treinamento motor, a recuperação funcional, neuronal (tendo em vista a plasticidade do sistema nervoso central) e de mobilidade em indivíduos pós-AVC (LUKER et al., 2015; POLLOCK et al., 2014).

Tratamentos multidisciplinares que envolvem, por exemplo, a terapia ocupacional, a fisioterapia e a fonoaudiologia são, também, muito utilizados, sendo que nas últimas décadas novas tecnologias e terapias alternativas têm se mostrado muito benéficas para os pacientes pós-AVC (CLAFLIN; KRISHNAN; KHOT, 2015), ganhando destaque as que envolvem o uso de robôs (KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2007), realidade virtual e jogos (LAVER et al., 2011). Ademais, os pacientes em reabilitação querem diversão, variedade e inovações, o que auxilia na motivação e engajamento durante as sessões de tratamento (LUKER et al., 2015). Sendo este exatamente o propósito deste trabalho.

Contudo, a definição de uma intervenção mais ou menos apropriada ainda não é clara, sendo que inúmeras abordagens apresentam efetividade similar. Nesses casos, a preferência do paciente deve ser levada em consideração para a tomada de decisão de qual abordagem adotar (HOFFMANN; MONTORI; MAR, 2014; LUKER et al., 2015).

Outrossim, é válido destacar a importância do apoio da família e amigos; de um tratamento intensivo com práticas repetitivas; de uma situação financeira estável e da motivação pessoal durante a reabilitação (SULLIVAN, 2010).

2.5.1 Fisioterapia Convencional

A fisioterapia convencional em pacientes pós-AVC pode ser dividida em três momentos de intervenção: a reabilitação na fase aguda, na fase pós-aguda e na fase crônica.

Na fase aguda, até três meses após o episódio de AVC (NAKI; RODRIGUES; ANDRADE, 2012), o paciente deve ser submetido a uma reabilitação de baixa intensidade, que auxilia a prevenir ou minimizar possíveis comprometimentos. Essa intervenção pode ser iniciada logo após a estabilização do paciente, que ocorre, geralmente, cerca de setenta e duas horas após o AVC (HAYES; CARROLL, 1986; LANGHORNE et al., 1993).

Na fase pós-aguda ou subaguda, cuja duração vai dos três meses subsequentes ao AVC até cerca de um ano, é indicada uma terapia intensiva, que consiste em um mínimo de três horas de reabilitação ativa por dia, cinco dias na semana (SULLIVAN, 2010).

Finalmente, na fase crônica, as intervenções visam melhorias progressivas no equilíbrio, força, resistência e quaisquer outras características afetadas, tendo as sessões de fisioterapia duração de sessenta a noventa minutos, de duas a três vezes por semana.

É interessante destacar que a reabilitação busca, acima de tudo, a recuperação funcional desses pacientes, de forma a permitir a realização de atividades diárias independente de auxílio. Tal constatação também é válida na reabilitação dos membros inferiores, que foca na recuperação funcional do balanço, do equilíbrio, de transferências (como, por exemplo, se virar) e da marcha, sendo exercícios comumente utilizados: sentar-se e se manter nessa posição; sentar-se quando deitado; levantar quando sentado; sentar quando de pé; subir escadas; caminhar; caminhar sobre superfícies irregulares; treinos que melhorem a força muscular; além de treinos que auxiliem na adaptação à utilização de dispositivos de assistência (KWAKKEL; KOLLEN; WAGENAAR, 2002).

2.5.2 Reabilitação dos Membros Inferiores: Sentar e Levantar, e Extensão de Joelhos

A habilidade de sentar-se e levantar-se é essencial para a independência de um indivíduo, visto que é pré-requisito para inúmeras ações cotidianas. Estudos mostram que em média uma pessoa saudável realiza essa tarefa quatro vezes a cada hora (CARR; SHEPHERD, 2003; MCLEOD; KETTELKAMP, 1975).

A incapacidade de realizar os movimentos de sentar-se e levantar-se é muito comum em pacientes pós-AVC, levando à perda de independência e isolamento. Dessa forma, tarefas simples como levantar-se da cama se tornam complexas podendo gerar injúrias, devido a quedas. Ademais, essa incapacidade predispõe o indivíduo a diminuições de sua força muscular, de sua aptidão física, e a mudanças adaptativas musculares associadas ao desuso e inatividade, o que intensifica a tendência a quedas uma vez que o músculo possui um déficit de força e estabilidade (BRANCH; MEYERS, 1987; CARR; SHEPHERD, 2003; TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988).

Uma vez que sentar-se e levantar-se é uma habilidade necessária para se ter independência em diversas atividades cotidianas, é importante que durante a reabilitação de pacientes pós-AVC haja uma melhora na performance dessa tarefa, juntamente com a melhora da força e resistência muscular do membro afetado (CARR; SHEPHERD, 1998), sendo de suma importância considerar os processos adaptativos utilizados pelos pacientes pós-AVC para contornar suas incapacidades, adaptações como: sustentar o peso do corpo utilizando apenas o membro mais forte, ou ainda utilizar o membro superior não afetado como um auxiliador para a tarefa de se levantar. Tal consideração é necessária, pois se tais adaptações persistirem, os membros afetados acabam sendo negligenciados e o paciente não aprende como utilizá-los da forma apropriada (CARR; SHEPHERD, 2003). Outrossim, de acordo com Engardt et al. (1993), quanto mais o membro parético é utilizado durante a tarefa de levantar-se e sentar-se melhor, é a performance do indivíduo nas demais atividades cotidianas.

Uma outra tarefa muito utilizada na reabilitação de membros inferiores é a extensão de joelhos, que traz benefícios na medida em que o paciente fortalece os músculos do membro afetado, permitindo a realização de movimentos mais complexos, como é o caso do levantar-se/sentar-se (CARR; SHEPHERD, 2003).

Por tais motivos, os exercícios acima descritos foram escolhidos para comporem a TA avaliada na presente pesquisa.

2.6 Tecnologias Assistivas

Dentro deste contexto, vêm ganhando destaque as tecnologias assistivas, que são tecnologias e outros recursos que contribuem para proporcionar ou ampliar as habilidades funcionais de pessoas com deficiência e consequentemente promover vida independente e inclusão (BERSCH, 2008). No que concerne à legislação brasileira, foi criado pelo Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), no ano de 2007, o seguinte conceito de TA:

“Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.” (CORDE – Comitê de Ajudas Técnicas – ATA VII).

A International Organization for Standardization (ISO), em português Organização Internacional de Normalização, criou a ISO 9999, um documento que estabelece a classificação das tecnologias assistivas, especialmente produzidas ou disponíveis para pessoas com deficiências. A última edição deste documento é a ISO 9999:2011, que estabelece as seguintes classes de TAs (FILHO, 2009; INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2015; SUBSECRETARIA NACIONAL DE PROMOÇÃO DOS DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA, 2009):

- Tratamento médico pessoal
- Treinamento de habilidades
- Órteses e próteses
- Proteção e cuidados pessoais
- Mobilidade pessoal
- Cuidados com o lar
- Mobiliário e adaptações para residenciais e outras edificações
- Comunicação e informação
- Manuseio de objetos e equipamentos
- Melhorias ambientais, ferramentas e máquinas
- Lazer

A TA avaliada nesse estudo se enquadra na classe de “Treinamento de habilidades”, visto que o seu fim é auxiliar a reabilitação motora e funcional de indivíduos com deficiências provenientes do AVC.

2.6.1 TAs associadas a jogos sérios baseadas em realidade virtual

A realidade virtual (RV) utilizada em jogos sérios é uma abordagem relativamente recente dentro da reabilitação, podendo ser entendida como a utilização de jogos interativos, simulados por meio de um computador, que dão ao usuário a oportunidade de realizar atividades e interagir com ambientes muito similares ao mundo real (WEISS; KIZONY, 2006). Uma grande vantagem dessa abordagem advém do fato desses jogos estimularem e permitirem a prática de atividades/exercícios em níveis muito maiores do que nas terapias tradicionais, além de fazerem com que o usuário se engaje mais nas atividades. (LAVER; GEORGE; THOMAS, 2015; MERIANS; JACK; BOIAN, 2002). A RV pode, também, proporcionar ambientes de jogos enriquecidos, nos quais os usuários resolvem problemas e dominam habilidades de uma forma mais interessante e prazerosa, encorajando, dessa forma, um maior número de repetições de exercícios/atividades por parte do usuário. (LEWIS; ROSIE, 2012).

Ademais, existem dois conceitos-chave no desenvolvimento de jogos baseados em realidade virtual: a imersão e a presença. O primeiro deles se relaciona ao design da RV e a percepção do usuário de estar, realmente, imerso no ambiente virtual (WEISS; KIZONY, 2006). Já a presença é dependente da experiência subjetiva do usuário durante o jogo, sendo considerados “presentes” os indivíduos que relatam o sentimento de estarem inseridos no ambiente virtual (SCHUEMIE, 2001).

2.6.2 TAs associadas à reabilitação

Em um processo de reabilitação existem dois pontos chave: a prática e o feedback. Este último precisa ser algo relevante que propicie o engajamento do usuário na terapia de reabilitação (SCHMIDT; LEE, 1988; SCHWARTZ; ANDRASIK, 2003).

O feedback é basicamente um retorno (realimentação) que o paciente recebe ao realizar a tarefa, mostrando se a mesma foi feita da forma esperada e ajudando-o a modificar comportamentos (por exemplo da atividade muscular), a fim de se alcançar o resultado esperado (SCHWARTZ; ANDRASIK, 2003).

Neste trabalho, o paciente recebe dois tipos de feedback: o primeiro deles proveniente do próprio jogo, uma vez que cada objetivo alcançado é recompensado com o aumento da pontuação. O segundo deles é o biofeedback em tempo real, que utiliza dados biológicos obtidos por meio da eletromiografia de superfície (sEMG). Essa técnica foi escolhida, pois acredita-se que ela traga benefícios adicionais quando utilizada em conjunto com a fisioterapia convencional para a recuperação de funções motoras em pacientes pós-AVC, apesar de não existirem evidências conclusivas disto (GLANZ; KLAWANSKY; STASON, 1995; WOODFORD; PRICE, 2007).

A tecnologia do biofeedback tem sido utilizada nos processos de reabilitação há pelo menos cinquenta anos, facilitando a recuperação de pacientes, após inúmeros tipos de lesões. Essa técnica fornece informações biológicas em tempo real ao paciente, e também ao profissional de saúde, podendo ter potencial efeito terapêutico, além de motivar o paciente e auxiliar na escolha da melhor intervenção para cada indivíduo (ONATE; GUSKIEWICZ; SULLIVAN, 2001; TATE; MILNER, 2010; ZHANG et al., 2010). Atualmente, técnicas que envolvem jogos ou realidade virtual tem se destacado dentro do campo da reabilitação, uma vez que elas proporcionam um biofeedback bastante imersivo (RIENER, 2006).

Estudos mostram que um biofeedback de sEMG pode ser utilizado tanto para estimular/aumentar a atividade de membros enfraquecidos ou paréticos, como para auxiliar na redução do tônus de membros espásticos. Sabe-se também que essa técnica tem se mostrado bastante útil na reabilitação musculoesquelética e na neurológica (GIGGINS; PERSSON; CAULFIELD, 2013).

Recentemente, um estudo clínico, randomizado e *single blind* de Akkaya et al. (2012) sugeriu que a adição de biofeedback de sEMG ao programa de exercícios convencionais de pacientes que se recuperavam de uma menissectomia parcial artroscópica, resultou em um tempo de recuperação significativamente menor do que quando comparados a pacientes que utilizavam apenas os exercícios convencionais. Em adição, os pacientes usuários do biofeedback mostraram uma melhor recuperação da força muscular do quadríceps femural quando comparados com os demais pacientes. Outros estudos corroboram com esse achado, como é o caso de Kirnap et al. (2005).

Mais especificamente em relação a utilização do biofeedback de sEMG na reabilitação de pacientes hemiplégicos em decorrência de acidentes cardiovasculares, Armagan et al. (2003)

demonstraram os benefícios potenciais da utilização dessa técnica em conjunto com exercícios convencionais na reabilitação funcional da mão de pacientes hemiplégicos. Além disso, pesquisas sugerem que a utilização do biofeedback de sEMG promove uma melhora significativa na marcha, na força muscular, na amplitude de movimentos ativos, e na recuperação motora de pacientes hemiplégicos (AIELLO; GATES; PATRITTI, 2005; INGLIS; DONALD; MONGA, 1984).

2.7 Sinais Mioelétricos

Os sinais mioelétricos (SME) se originam da atividade muscular, e para compreendermos como são gerados, é importante termos uma noção da morfologia e fisiologia do tecido muscular.

O tecido muscular é classificado em três tipos distintos, de acordo com suas características morfológicas e funcionais: músculo estriado esquelético, músculo estriado cardíaco e músculo liso. Este trabalho tem como enfoque a musculatura estriada esquelética, por isso nos ateremos às suas características (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013)

De acordo com Junqueira & Carneiro 2013, o tecido muscular estriado esquelético tem contração rápida e vigorosa, estando sujeito ao controle voluntário. Ele é formado por feixes de células cilíndricas, alongadas e multinucleadas, que possuem estriações transversais (alternância de faixas claras e escuras), tendo no interior de cada uma de suas células feixes protéicos, as miofibrilas, formadas por unidades menores, os sarcômeros, que por sua vez são formados predominantemente pelas proteínas actina, miosina, tropomiosina e troponina. A organização coincidente dos sarcômeros em cada fibra muscular gera o padrão de estriação característico desse tipo muscular (Figura 4).

O tecido muscular é innervado por neurônios motores, e o local de contato da fibra muscular com a nervosa é conhecido por junção neuromuscular. Cada um desses neurônios pode innervar uma ou diversas fibras musculares, sendo o conjunto formado por um neurônio motor e as fibras musculares por ele innervadas denominado unidade motora. Logo, “o disparo de uma única célula nervosa determina uma contração cuja força é proporcional ao número de fibras musculares innervadas pela unidade motora”, citando aqui Junqueira & Carneiro 2013.

Assim como os neurônios, as células musculares possuem um potencial de repouso de aproximadamente -80 a -90mV, sendo essa diferença de potencial mantida por bombas iônicas,

que em conjunto mantém o potencial intracelular negativo em relação ao meio extracelular. A presença de neurotransmissores na junção neuromuscular, e posteriormente no músculo, modifica temporariamente a permeabilidade da membrana da célula muscular, promovendo a despolarização da membrana e dessa forma a propagação do potencial de ação, que culminará com a contração muscular. A esse processo se segue a repolarização da membrana muscular.

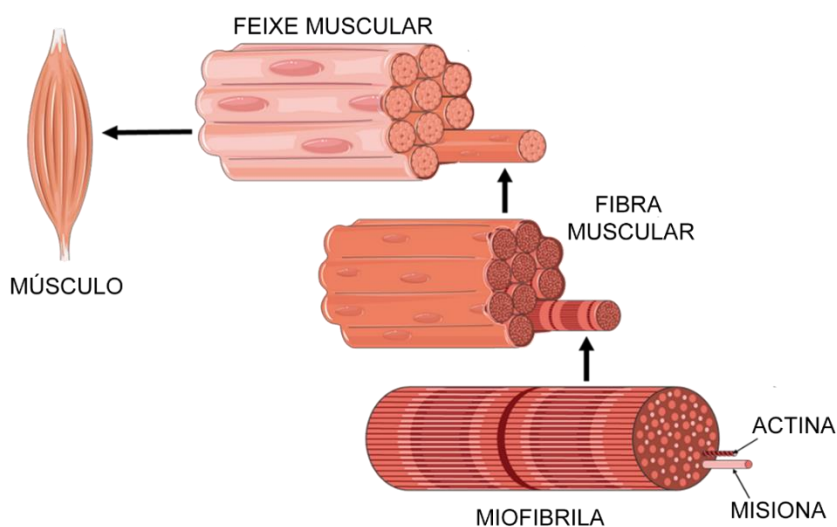


Figura 4. Esquema mostrando a organização do tecido muscular estriado esquelético. Perceba as estriações transversais que dão ao músculo sua principal característica, as estrias. A fibra muscular (célula muscular) é composta por diversas miofibrilas.

Em pacientes acometidos pelo AVC ocorre uma perda do tecido nervoso, devido à morte neuronal, dessa forma, não há uma comunicação adequada entre o sistema nervoso central e os nervos aferentes da medula espinhal, resultando em incapacidades motoras (ITO et al., 2006; SAVER, 2006).

2.7.1 Eletromiografia de superfície

A eletromiografia de superfície (sEMG) é uma ferramenta não invasiva utilizada na avaliação do sistema neuromuscular, sendo capaz de refletir o grau de ativação dos músculos esqueléticos. A sEMG mede a diferença de potencial entre dois pontos da fibra muscular, fornecendo uma estimativa da força gerada durante a ativação do músculo, a qual é utilizada neste trabalho. Esta ferramenta pode ser aplicada em uma vasta gama de áreas, como é o caso

de estudos biomecânicos, e de aplicações clínicas, sendo que neste último exemplo as informações coletadas podem auxiliar o profissional da saúde na tomada de decisão, no diagnóstico e no tratamento. A Figura 5 esquematiza, de forma simplificada, o funcionamento da sEMG (DISSELHORST-KLUG; SCHMITZ-RODE; RAU, 2009; HERMENS et al., 2000).

A técnica consiste na fixação de eletrodos, geralmente bipolares, sobre os músculos superficiais. Antes de iniciar uma análise eletromiográfica, é necessário que se conheça anatômico e funcionalmente a musculatura envolvida com o movimento específico que se deseja avaliar. Além disso, a escolha dos eletrodos interfere nos sinais obtidos. Seguindo as recomendações do SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscle (HERMENS et al., 2000), deve-se optar por eletrodos de Ag/AgCl, configuração bipolar, formato discoide, diâmetro de 10 mm e gel condutivo. O eletrodo de Ag/AgCl é indicado por possuir um comportamento estável, apresentando baixo ruído. A configuração bipolar também reduz ruídos, pelo fato de possuir uma alta taxa de rejeição de modo comum (CMRR – Common mode rejection rate). Anteriormente à fixação dos eletrodos, deve ser feita uma limpeza da pele com algodão embebido por álcool 70%, a fim de que sejam retiradas células mortas e demais impurezas da pele que podem interferir no contato entre eletrodo e pele (CRISWELL, 2010; HERMENS et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004; MERLETTI; TORINO, 1999).

Durante a fixação dos eletrodos, é necessário identificar os locais corretos em que serão postos, os quais são designados pelo SENIAM, sendo estas específicas para cada músculo, já que a disposição dos eletrodos pode afetar as características dos registros de sEMG (CAMPANINI et al., 2007). Por isso, é recomendado que os eletrodos sejam dispostos seguindo a direção da fibra muscular, e mantendo uma distância intereletrodo, distância entre os centros das áreas condutivas de cada eletrodo, de 20 mm. Adicionalmente, um eletrodo de referência deve ser posto em determinada região do membro analisado em que não haja contato com fibras musculares, geralmente sobre o tornozelo ou patela (HERMENS et al., 2000). Quanto à frequência de amostragem, é sabido que deve-se usar uma frequência que seja no mínimo o dobro da frequência máxima do sinal. O sinal mioelétrico possui informação frequencial de até 500 Hz, portanto, a frequência de amostragem usada em registros de sEMG deve ser de pelo menos 1 kHz (MERLETTI; TORINO, 1999).

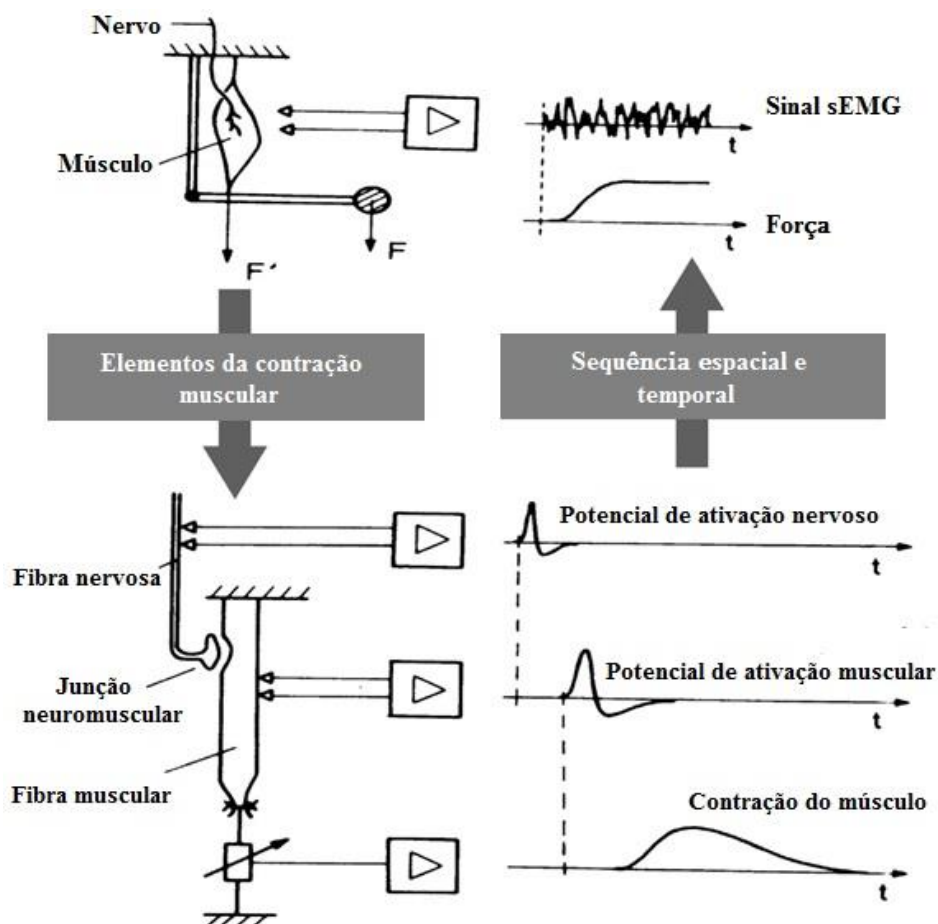


Figura 5. Sequência temporal dos acontecimentos que antecedem a contração muscular (potencial de ativação nervoso e potencial de ativação muscular). Fonte: Adaptado de Disselhorst-Klug et al. 2009

Ressalta-se que durante os testes, pode haver interferências no sinal mioelétrico, decorrentes de:

- Movimento dos cabos: os eletrodos e os cabos devem ser mantidos fixados à pele durante toda a fase de coleta de sinais, através de esparadrapo, fita adesiva ou elásticos. Este procedimento deve ser feito para evitar possíveis artefatos de movimento, ocasionados pela instabilidade dos cabos (HERMENS et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004; MERLETTI; TORINO, 1999);
- Crosstalk: é a interferência no sinal mioelétrico causada pela ativação de músculos adjacentes ao analisado. Essa interferência torna-se significativa quando existe a necessidade de determinar o tempo de ativação de diferentes músculos, como é o caso da análise de movimento (MERLETTI; PARKER, 2004; MERLETTI; TORINO, 1999). Entretanto, o crosstalk pode ser reduzido através do tamanho correto da área

condutiva do eletrodo, diminuição da distância intereletrodo, o que limita a área superficial sob os eletrodos, e fixação do eletrodo sobre o centro da superfície muscular (HERMENS et al., 2000);

- Dispositivos eletromagnéticos: também pode gerar interferência. O principal componente de frequência, neste caso, é de 60 Hz. Para eliminar esse ruído, pode ser usado um filtro rejeita-banda na faixa de 60 Hz (WINTER, 2009).

Capítulo 3 - Metodologias

3.1 Ambiente Virtual

Os AVs desenvolvidos neste trabalho para a composição dos jogos sérios (Figuras 6 e 7), tiveram suas estruturas (wireframes) construídas com o software livre de modelagem e animação “Blender”; as texturas e imagens usadas foram feitas com o software livre “Gimp”. Sendo que as funcionalidades dos AVs foram desenvolvidas na versão gratuita do software Unity 5, que, de acordo com SILVA & SILVA (2012), é um dos programas mais adequados para esse fim.



Figura 6. Primeira fase do jogo desenvolvido, a qual motiva o usuário a levantar-se quando se aproxima de um obstáculo

Os AVs foram desenvolvidos como uma forma de se estimular e reter a atenção do usuário no jogo, sendo que à medida em que os objetivos são alcançados o usuário é recompensado com o aumento de sua pontuação e com o biofeedback que surge na tela do AV.

Foram criados dois ambientes virtuais, o primeiro deles simula a atividade de esqui, na qual o usuário deve superar obstáculos que surgem durante a descida de uma montanha. Para superá-los, o usuário deve se levantar da cadeira quando o obstáculo se aproxima, permanecendo sentado durante o restante do tempo (Figura 6). Quando o usuário realiza o movimento, o avatar salta, coletando moedas, posicionadas sobre o obstáculo, aumentando dessa forma sua pontuação. Cada moeda corresponde ao valor de 10 pontos.

Por outro lado, o segundo AV simula um *snowboarder* que durante seu trajeto até a base da montanha passa por diversas rampas, realizando manobras à medida em que o usuário realiza o movimento de extensão/flexão de joelho (Figura 7). Ao realizar o movimento, o usuário pode obter três pontuações distintas: 10, 20 ou 30 pontos, dependendo do momento no qual o movimento é realizado. Caso o movimento seja feito na base da rampa, a pontuação obtida é de 10 pontos; no meio da rampa a pontuação é de 20 pontos; e no topo da rampa a pontuação é de 30 pontos.



Figura 7. Segunda fase do jogo desenvolvido, a qual motiva o usuário realizar extensão / flexão do joelho quando se aproxima de uma rampa.

Previamente ao início dos testes, os voluntários foram apresentados ao jogo, de forma a compreenderem os objetivos e controles envolvidos. A eles foi dado um tempo de adaptação, no qual poderiam jogar pelo tempo que achassem necessário para total compreensão. Esse tempo foi cronometrado e utilizado como um critério de avaliação da TA. Da mesma forma, anteriormente ao início das atividades, dados dos voluntários foram utilizados para preencher uma ficha de identificação.

Além disso, as configurações da TA eram calibradas individual e automaticamente, de forma a relacionar o biofeedback com a ativação muscular de cada indivíduo.

O biofeedback dado pela sEMG auxilia na motivação do jogador, que recebe notificações na tela de acordo com o grau de ativação muscular. O software classifica a ativação muscular em dois níveis: ativação alta e baixa, sendo esses níveis gerados a partir dos dados obtidos na primeira contração de cada indivíduo, assim, se as próximas contrações atingirem um valor igual ou superior a 50% da primeira, serão consideradas de alta intensidade, caso contrário de baixa. O biofeedback é dado por meio das frases mostradas na Figura 8.

- Perfeito: Quando a ativação muscular for alta.
- Bom: Quando a ativação muscular for baixa



Figura 8. Biofeedback visto pelo usuário. Em A para nível de ativação muscular alto, e em B para nível de ativação muscular baixo.

O reconhecimento dos sinais visuais foi feito por meio do sensor Kinect 2.0, que além de identificar a realização dos exercícios salvou dados da variação angular das articulações envolvidas. Permitindo uma análise *offline* da amplitude do movimento.

3.2 Eletromiografia de superfície

Para a realização da sEMG foram utilizados eletrodos bipolares, passivos e descartáveis, feitos de prata e revestidos por cloreto de prata (Ag/AgCl). Os eletrodos foram posicionados medialmente no músculo reto femoral, paralelamente às fibras musculares e separados entre si por uma distância de vinte milímetros, sendo o eletrodo de referência posicionado sobre o tornozelo, mais especificamente sobre o maléolo lateral, a frequência de amostragem escolhida foi de 1kHz (Figura 9). Previamente à fixação dos eletrodos a pele foi higienizada com álcool 70% (HERMENS et al., 2000).

Para a coleta dos dados foram utilizados dois equipamentos, o BrainNet BTN36 e o EMG System (Figura 10). O primeiro deles foi o responsável por gerar o biofeedback em tempo real na tela do jogo, e o segundo por salvar os dados eletromiográficos para análises posteriores. Os equipamentos foram utilizados de forma não simultânea, a fim de se evitar interferências no sinal.

Para gerar o biofeedback em tempo real, os dados obtidos pelo BrainNet BTN36 foram processados *online*. Com a finalidade de remover do sinal sEMG os ruídos e artefatos do entorno, um filtro passa-banda, IIR tipo Chevyshev, foi utilizado. O filtro possui frequências de corte inferior de 10 Hz e superior de 250 Hz, respectivamente. Adicionalmente, as interferências da rede elétrica de 60 Hz e o harmônico de 180 Hz foram removidos mediante filtros Notch, ambos do tipo IIR *Elliptic*. Cada canal dos sinais de sEMG foi normalizado pelo pico máximo da amplitude do sinal.

O sinal foi processado digitalmente, e a envoltória do sinal foi obtida para cada canal, com o valor da raiz média quadrática (do inglês Root Mean Square - RMS) calculado e armazenado. O valor RMS do sinal foi utilizado para avaliar o nível da atividade muscular, o qual está relacionado com a amplitude do sinal sEMG. Foi utilizado um intervalo de tempo para observar alterações no sinal sEMG no domínio do tempo (MARCHETTI; DUARTE, 2006), sendo o sinal segmentado mediante uma janela deslizante de 500 amostras consecutivas e frequência de amostragem de 1 Hz.

A envoltória do sinal é transformada em um conjunto de valores discretos usando o algoritmo de agrupamento K-Means Clustering. O objetivo deste algoritmo é encontrar similaridades entre os dados e formar conjuntos a partir dessa semelhança. O conjunto de dados com valores menores indica a existência de momentos de inatividade muscular, e, conseqüentemente, os

conjuntos com valores maiores indicam momentos de ativação muscular (DEN OTTER et al., 2007). Neste trabalho foi utilizado um valor de $K = 3$. Os três conjuntos de dados gerados foram usados para fornecer o biofeedback visual na tela do computador.

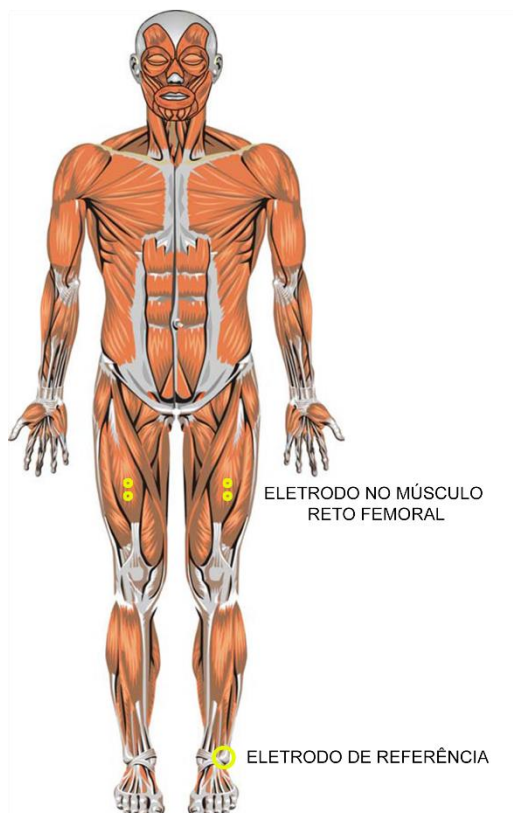


Figura 9. Posicionamento dos eletrodos durante os testes. Os eletrodos foram alocados sobre o músculo reto femoral, enquanto que o eletrodo de referência sobre o maléolo lateral. Modificado de (PETER, 2005).



Figura 10. Em A equipamento BrainNet BTN36, e em B EMG System.

Os dados obtidos pelo equipamento EMG System foram processados *offline*. O processamento foi o mesmo realizado com os dados *online*. Toda metodologia de processamento do sinal foi desenvolvida em teses e dissertações de membros do NTA da UFES. A Figura 11 mostra um esquema do funcionamento geral do sistema desenvolvido.

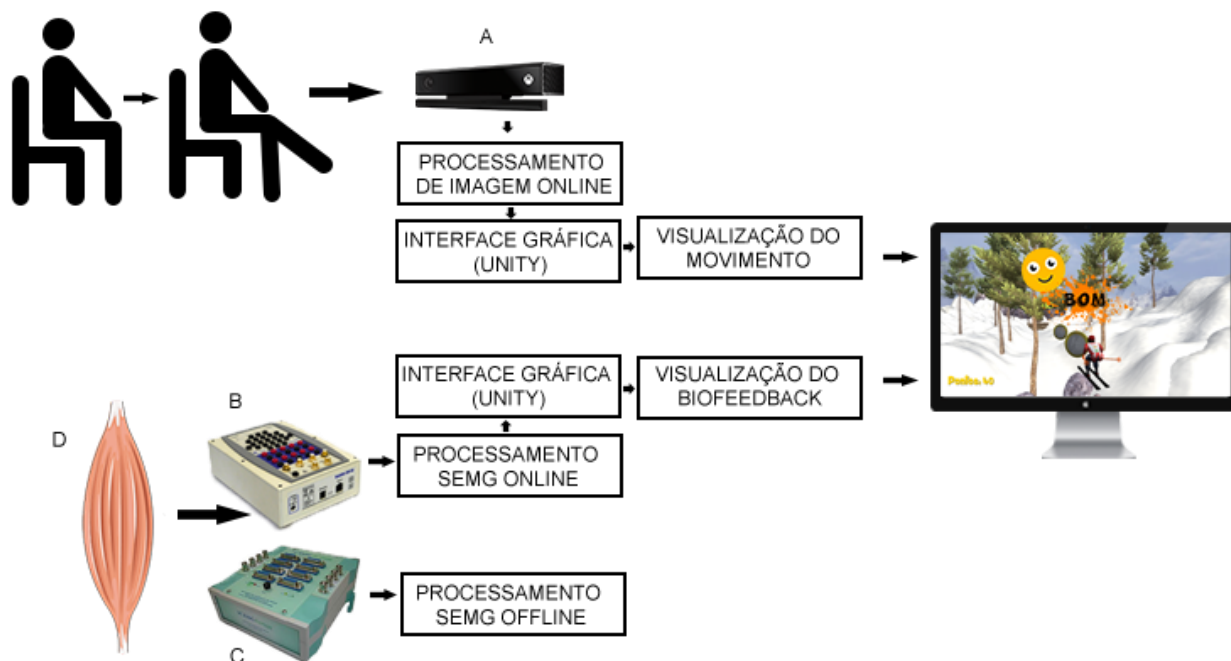


Figura 11. Esquema do funcionamento geral da tecnologia assistiva. Em A temos o sensor de movimento Kinect 2.0; em B o equipamento BrainNet; em C o equipamento EMG System; e em D a representação do músculo.

3.3 Pacientes e Modelagem do Estudo

Participaram desta pesquisa nove voluntários pós-AVC do Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo (CREFES). Cada voluntário utilizou o sistema por cerca de sessenta minutos. A duração das sessões foi determinada com base em estudos anteriores (Tabela 4) que também utilizaram jogos e realidade virtual para a reabilitação de membros inferiores de pacientes pós-AVC. Ademais, foi levada em consideração a política adotada pela instituição na qual os ensaios foram realizados (CREFES), cuja recomendação são sessões de duração média de trinta minutos.

Durante cada sessão os voluntários utilizaram o sistema por oito vezes da seguinte forma:

- Cada usuário jogou a fase 1 por duas vezes consecutivas utilizando o equipamento BrainNet BTN36, tendo eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo reto femoral do membro parético e eletrodo de referência sobre o maléolo lateral;
- Cada usuário jogou a fase 2 por duas vezes consecutivas utilizando o equipamento BrainNet BTN36, tendo eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo reto femoral do membro parético e eletrodo de referência sobre o maléolo lateral;

- Cada usuário jogou a fase 1 por duas vezes consecutivas utilizando o equipamento EMG Sytem, tendo eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo reto femoral de ambos os membros inferiores e eletrodo de referência sobre o maléolo lateral;
- Cada usuário jogou a fase 2 por duas vezes consecutivas utilizando o equipamento EMG Sytem, tendo eletrodos de superfície posicionados sobre o músculo reto femoral de ambos os membros inferiores e eletrodo de referência sobre o maléolo lateral.

Tabela 4. Estudos anteriores utilizados como base para determinação do tempo de duração das sessões da TA

Autores	Duração das sessões
(BARCALA; GRECCO; COLELLA, 2013)	Sessões de 30 minutos 2 vezes na semana, por 5 semanas
(RAJARATNAM; KAIEN; JIALIN, 2013)	Quinze sessões de 60 minutos
(JUNG; YU; KANG, 2012)	Sessões de 30 minutos, 5 vezes na semana, por 3 semanas
(KIM et al., 2012)	Sessões de 30 min, 3 vezes na semana, por 3 semanas
(KIM et al., 2011)	Sessões de 30 min, 5 vezes na semana, por 4 semanas
(YANG et al., 2011)	Sessões de 20 min, 3 vezes na semana, por 3 semanas
(KIM et al., 2009)	Sessões de 30 min, 4 vezes na semana, por 4 semanas
(MIRELMAN; BONATO; DEUTSCH, 2009)	Sessões de 60 min, 3 vezes na semana, por 4 semanas
(YANG et al., 2008)	Sessões de 20 min, 3 vezes na semana, por 3 semanas
(YOU et al., 2005)	Sessões de 60 minutos, 5 vezes na semana por 3 semanas
(JAFTE; BROWN; PIERSON-CAREY, 2004)	Seis Sessões de 60 minutos, no período de 2 semanas

É importante destacar que era dado ao voluntário um tempo de descanso, conforme o mesmo julgasse necessário. Além disso, ao início da sessão cada voluntário recebeu instruções e informações sobre a pesquisa, assinando, caso aceitasse participar, o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). É importante destacar que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Centro de Ciências da Saúde da UFES, sob protocolo 1.544.308.

Finalmente, as sessões eram concluídas com o preenchimento dos questionários System Usability Scale (SUS), Goal Attainment Scale (GAS) e Questionário de Avaliação do Ambiente Virtual (QAAV).

3.4 Critérios de Inclusão

Os critérios utilizados na inclusão dos voluntários no estudo encontram-se elencados na Tabela 5. Os participantes da pesquisa apresentaram resposta positiva para todos os quesitos.

Tabela 5. Critérios de Inclusão (DUNCAN et al., 2003; KALRA; DALE; CROME, 1993; PAOLUCCI et al., 2003; WOLF; BINDER-MACLEOD, 1983)

Critérios de inclusão	Sim	Não
Maior de dezoito (18) anos		
Diagnosticado com AVC hemorrágico ou isquêmico, podendo ou não ser um evento reincidente		
Sintomas compatíveis com o AVC presentes durante o tratamento		
Dificuldade motora no MI, que, no entanto, não incapacite o movimento independente de auxílio		
Independência motora prévia		
Capaz de se comunicar verbalmente		
Se mulher, não deve estar grávida		
Consentimento assinado pelo paciente ou representante legal autorizado		

3.5 Critérios de Exclusão

Foram excluídos da pesquisa os voluntários que apresentaram resposta positiva para qualquer um dos quesitos apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Critérios de exclusão (DUNCAN et al., 2003; KALRA; DALE; CROME, 1993; PAOLUCCI et al., 2003; WOLF; BINDER-MACLEOD, 1983)

Critério de exclusão	Sim	Não
Pouco consciente, respondendo apenas com reflexos motores, respostas autônomas, ou ainda totalmente irresponsivo		
Sintomas desaparecendo rapidamente, com solução do evento em menos de 24 horas		
Diagnóstico ou suspeita de hemorragia subaracnóide		
Condição médica severa que implique em contra-indicação ao tratamento, ou que sabidamente leve à morte nos próximos três (3) meses		
Histórico de problemas renais e hepáticos severos		
Portador de patologias crônicas como a doença de Parkinson, polineuropatia, malformações congênitas e demências em geral		

3.6 Parâmetros Avaliados

Inicialmente todos os pacientes foram submetidos a uma avaliação prévia para inclusão ou exclusão no estudo, levando-se em consideração os critérios acima elencados, assim como a vontade do voluntário.

A fim de se avaliar o sistema desenvolvido quanto à aplicabilidade, funcionalidade e usabilidade no ambiente clínico foram aplicados, após os testes, os questionários: SUS, GAS e QAAV. Veja a seguir mais detalhes sobre cada um dos questionários.

Ademais, foram analisados também a angulação do movimento, capturada pelo sensor Kinect 2.0, e os padrões mioelétricos obtidos durante os testes. Especificamente no exercício de levantar-se/sentar-se foi possível comparar os padrões do membro afetado e do não afetado.

3.6.1 SUS (System Usability Scale)

O questionário SUS, originalmente criado por John Brooke em 1986, é uma ferramenta confiável para se medir a usabilidade de um sistema. Ele é composto por dez itens, cada um com cinco opções de resposta, as quais variam de “concordo fortemente” a “discordo fortemente” (ver Anexo B). Em outras palavras, o SUS avalia o sistema quanto à sua facilidade de uso e necessidade de auxílio profissional para utilizá-lo (BROOKE, 1996, 2013; SAURO, 2011). A avaliação da pontuação no questionário SUS foi feita da seguinte forma:

- Para cada um dos 10 itens é atribuído um valor que varia de 0 a 4;
- Para os itens ímpares, deve-se subtrair '1' do valor da resposta do voluntário (resposta - 1);
- Para os itens de número par, deve-se subtrair o valor da resposta ao número '5' (5 - resposta);
- As respostas de cada usuário devem ser convertidas e somadas, e o resultado dessa soma deve ser multiplicado por 2,5, obtendo dessa forma o valor global do SUS, que varia de 0 a 100.

Os valores obtidos no SUS são então normalizados para se obter valores percentuais, com base no estudo de Sauro (2011) que transforma a pontuação final do SUS em porcentagem.

Como mostrado na Figura 12 a pontuação de 68 equivale a 50%, e os resultados acima desse valor são considerados acima da média, indicando que o indivíduo avaliou o sistema de forma positiva (BROOKE, 2013; SAURO, 2011).

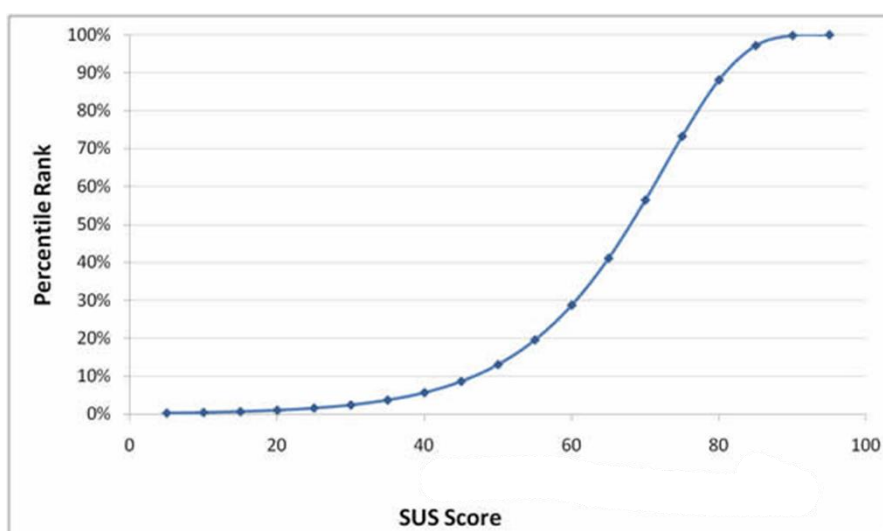


Figura 12. Gráfico mostrando a conversão da pontuação obtida no SUS para valores percentuais. Adaptado de (SAURO, 2011).

3.6.2 GAS (Goal Attainment Scale)

O questionário GAS foi aplicado aos pacientes do grupo teste, com a finalidade de se avaliar e quantificar a realização dos objetivos previamente estabelecidos (ver Anexo C) (KIRESUK; SMITH; CARDILLO, 2014; KRASNY-PACINI; HIEBEL; PAULY, 2013; TURNER-STOKES, 2009).

Os objetivos a serem alcançados devem ser realistas e bem estabelecidos pelo pesquisador e pela equipe de saúde envolvida na reabilitação. Além disso, existem evidências recentes mostrando que os objetivos são mais provavelmente alcançados se o paciente estiver envolvido no processo de estabelecimento dos mesmos. Tais evidências sugerem também que a utilização do GAS pode ter um impacto terapêutico positivo, uma vez que encoraja o paciente a alcançar os objetivos definidos (KIRESUK; SMITH; CARDILLO, 2014; KRASNY-PACINI; HIEBEL; PAULY, 2013; TURNER-STOKES, 2009).

A realização de cada objetivo é quantificada por meio de uma escala que varia de -2 a +2, conforme listado a seguir (TURNER-STOKES, 2009):

- Se o paciente atinge um resultado muito melhor do que o esperado, ele recebe a pontuação +2
- Se o resultado foi melhor do que o esperado, o valor atribuído é +1
- Caso o resultado tenha sido conforme o esperado, a pontuação é 0
- Caso o objetivo tenha sido parcialmente atingido, o paciente recebe a pontuação de -1
- Se não houver mudanças em relação à condição inicial, ou o resultado for pior do que o esperado, o valor atribuído deve ser -2

Posteriormente os valores obtidos para cada paciente são transformados em um único valor numérico por meio do *T-score*, seguindo a seguinte fórmula:

$$T = 50 + \frac{10 \sum W_i X_i}{\sqrt{[(1-\rho) \sum W_i^2 + \rho (\sum W_i)^2]}}$$

onde, X_i = valores para cada objetivo, W_i = peso de cada objetivo, ρ = coeficiente de correlação entre os objetivos.

Neste estudo, em particular, todos os objetivos apresentam o mesmo peso em importância e em dificuldade, logo a fórmula pode ser simplificada, resultando na equação a seguir:

$$T = 50 + C * \sum X_i$$

onde, X_i = valores para cada objetivo, e C varia conforme o número de objetivos. Os valores de C variam da seguinte forma:

- Apenas um objetivo $C = 10$
- Dois objetivos $C = 6.2$ (que foi utilizado neste trabalho)
- Três objetivos $C = 4.56$
- Quatro objetivos $C = 3.63$
- Cinco objetivos $C = 3.01$

O *T-score* obtido é normalmente distribuído, e quando $T=50$ interpreta-se que os objetivos foram atingidos como esperado; $T<50$ significa que o resultado foi pior que o esperado; e $T>50$ significa que o resultado foi melhor do que o esperado (KIRESEK; SMITH; CARDILLO, 2014; TURNER-STOKES, 2009)

Os objetivos escolhidos para serem avaliados pelo questionário GAS foram:

- Pontuação obtida
- Tempo de adaptação à tecnologia assistiva

No caso do primeiro objetivo, a pontuação obtida por cada voluntário foi determinada por meio da média de pontos conseguidos a cada utilização do sistema. Já em relação ao segundo objetivo, certos períodos de tempo foram predeterminados e o paciente foi classificado de acordo com a sua inclusão dentro de cada intervalo.

3.6.3 Questionário de Avaliação de Ambientes Virtuais (QAAV)

O QAAV, proposto por Gamez (2009), é dividido em dois grupamentos, que avaliam a motivação e a experiência do usuário, cada um composto por diversos itens, tendo cada item cinco opções de resposta, as quais variam de “concordo fortemente” a “discordo fortemente”. Diferentemente dos demais questionários, as respostas do QAAV foram avaliadas individualmente, já que não existe uma padronização para avaliação das respostas (FU; SU; YU, 2009; GAMEZ, 2009; HUANG; HUANG; TSCHOPP, 2010; HUANG, 2006; JENNETT; COX; CAIRNS, 2008; SAVI et al., 2010).

As perguntas que compõe a avaliação da motivação do usuário são as seguintes:

- Houve algo interessante no início do jogo que capturou minha atenção;
- O design da interface do jogo é atraente;
- O conteúdo do jogo é relevante para meus interesses;

- O conteúdo do jogo será útil para mim;
- O jogo foi mais difícil de entender do que eu gostaria;
- O jogo tinha tanta informação que foi difícil identificar e lembrar dos pontos importantes;
- O conteúdo do jogo é tão abstrato que foi difícil manter a atenção nele;
- As atividades do jogo foram muito difíceis;
- Eu não consegui entender uma boa parcela do material do jogo;
- Completar os exercícios do jogo me deu um sentimento de realização;
- Os textos de feedback depois dos exercícios, ou outros comentários do jogo, me ajudaram a sentir recompensado pelo meu esforço;
- Eu me senti bem ao completar o jogo.

Em seguida o voluntário respondia as questões relacionadas à experiência do usuário, abaixo elencadas:

- Eu não percebi o tempo passar enquanto jogava;
- Eu perdi a noção do que estava ao meu redor enquanto jogava;
- Me senti mais no ambiente do jogo do que no mundo real;
- Me esforcei para ter bons resultados no jogo;
- Houve momentos em que eu queria desistir do jogo;
- Eu gostei do jogo e não me senti ansioso ou entediado;
- O jogo me manteve motivado a continuar utilizando-o;
- Minhas habilidades melhoraram gradualmente com a superação dos desafios;
- O jogo oferece novos desafios num ritmo apropriado;
- Este jogo é adequadamente desafiador para mim, e as tarefas não são muito fáceis nem muito difíceis;
- Senti que estava tendo progresso durante o desenrolar do jogo;
- Quando interrompido, fiquei desapontado que o jogo tinha acabado;
- Eu jogaria este jogo novamente;
- Algumas coisas do jogo me irritaram;
- Fiquei torcendo para o jogo acabar logo;
- Achei o jogo meio parado.

Capítulo 4 – Resultados e Discussão

Como citado anteriormente, nove voluntários pós-AVC, frequentadores do CREFES, participaram dos testes, sendo seis do sexo feminino e três do sexo masculino. A Tabela 7 apresenta as características dos nove voluntários.

Tabela 7. Dados dos voluntários desta pesquisa

Voluntário	Idade	Sexo	Lado afetado
V1	48	Feminino	Esquerdo
V2	60	Masculino	Esquerdo
V3	76	Feminino	Direito
V4	53	Feminino	Esquerdo
V5	62	Feminino	Direito
V6	35	Masculino	Direito
V7	35	Masculino	Direito
V8	47	Feminino	Direito
V9	57	Feminino	Direito
Média	52,5		
Desvio padrão	±13,1		

4.1 Resultados e discussão sobre SUS, GAS e QAAV

Após os testes, os voluntários responderam aos questionários SUS e QAAV. Ademais, foram avaliados os objetivos esperados durante a utilização do sistema relativos à pontuação obtida e tempo necessário para adaptação do participante à TA, sendo que tal análise foi feita por meio da escala GAS. A Tabela 8 mostra a pontuação obtida para as métricas SUS e GAS. No primeiro caso, tem-se um único valor utilizado para avaliar todo o sistema, enquanto que no segundo caso foram obtidos dois valores, cada um correspondente a uma fase da TA.

No questionário SUS, a pontuação equivalente a 50% corresponde a 68, sendo que pontuações acima desse valor são consideradas acima da média, caso contrário, abaixo da média (BROOKE, 2013). Conforme evidenciado na Tabela 8, a menor pontuação obtida no SUS foi de 75, logo o sistema foi positivamente avaliado em todos os casos, sendo classificado como “útil” pelos voluntários segundo a escala SUS.

Tabela 8. Resultados do SUS e GAS para cada um dos participantes

Voluntário	SUS	GAS primeira fase	GAS segunda fase
V1	85	50	68.6
V2	100	62.4	50
V3	92.5	43.8	43.8
V4	75	56.2	37.6
V5	100	56.2	43.8
V6	90	56.2	62.4
V7	90	62.4	50
V8	90	37.6	50
V9	92.5	37.6	25.2
Média	90.5	51.4	47.8
Desvio Padrão	$\pm 7,6$	$\pm 9,7$	$\pm 12,8$

Tal resultado era esperado pela equipe, uma vez que todo o sistema foi desenvolvido tendo como meta satisfazer o público alvo, o que, segundo Jung et al. (2006), é de suma importância para o desenvolvimento de TAs voltadas para reabilitação de pacientes pós-AVC. Sendo assim, evitou-se jogos demasiadamente complexos, que poderiam dificultar o entendimento do usuário. Da mesma forma, buscou-se minimizar a utilização de eletrodos e equipamentos, já que a ideia final do projeto é a criação de um sistema que possa ser utilizado por clínicas de reabilitação e quiçá pelos próprios usuários em suas residências.

Já no método GAS, valores de T iguais a 50 indicam que os objetivos foram atingidos conforme esperado; menores que 50 revelam resultados piores do que o esperado; e superiores a 50 indicam um resultado melhor do que o esperado (KRASNY-PACINI; HIEBEL; PAULY, 2013).

A Tabela 8 revela valores de GAS inferiores a 50 para alguns usuários na primeira e segunda fases. A fim de compreender tais resultados, deve-se lembrar dos dois objetivos analisados: tempo de adaptação e pontuação obtida. A Tabela 9 mostra a pontuação média obtida por cada voluntário além do seu tempo de adaptação.

Uma hipótese que justifica baixa pontuação alcançada pelos voluntários V3, V8 e V9 na primeira fase do sistema é que os três participantes destacados tiveram um longo tempo de

adaptação, podendo-se inferir que: o objetivo delimitado foi superestimado, ou que algo afetou o desempenho individual dos participantes. Para essa discussão, é válido destacar que, no momento da determinação do tempo de adaptação, foi requisitado que os voluntários se manifestassem quando tivessem total compreensão do sistema. Entretanto, os voluntários V3, V8 e V9 não manifestaram em nenhum momento sua compreensão da TA, sendo necessário que o aplicador do teste os questionassem, e somente nesse momento os participantes alegaram sua total compreensão. Sendo assim, pode-se ponderar que por fatores diversos tais voluntários se esqueceram de avisar quando tiveram a compreensão total do jogo.

Tabela 9. Tempo de adaptação e pontuação obtidos por cada voluntário na primeira e segunda fases do jogo. A pontuação máxima para ambas as fases é de 240.

Voluntários	Primeira fase		Segunda fase	
	Tempo de adaptação	Pontuação média	Tempo de adaptação	Pontuação média
V1	1':18''	135	30''	190
V2	25''	140	29''	92,5
V3	1':40''	190	1':32''	90
V4	1':41''	115	1':39''	115
V5	52''	135	1':11''	85
V6	1'	150	55''	187,5
V7	1':12''	175	1':57''	175
V8	1':55''	100	35''	90
V9	2':35''	130	2':23''	82.5
Média	1':40''	141	1':3''	123
Desvio Padrão	±37''	±28	±41''	±47

Ainda de acordo com a Tabela 8, verifica-se que para os demais voluntários os objetivos foram alcançados em uma taxa maior, ou igual à esperada.

A análise da pontuação obtida no questionário GAS para a segunda fase do sistema mostra que quatro participantes (V3, V4, V5 e V9) obtiveram um valor de T menor do que 50. Nesse caso, além do tempo de adaptação longo, os participantes V3, V5 e V9 obtiveram uma pontuação baixa, quando comparada à pontuação obtida na primeira fase do sistema.

Por sua vez, a avaliação do questionário de experiência do usuário (Tabela 11) corrobora com os resultados acima discutidos, revelando que os voluntários se mantiveram motivados durante a sessão, não se sentindo ansiosos ou entediados.

Outrossim, AVs criam cenários enriquecidos nos quais pacientes pós-AVC podem solucionar problemas e aprender novas habilidades de forma segura, sendo tais cenários descritos como mais interessantes e agradáveis por seus usuários, encorajando-os a realizar um maior número de repetições da atividade proposta (LEWIS; ROSIE, 2012).

Entretanto, algumas respostas evidenciam que o AV pode ser melhorado, a fim de torná-lo mais atrativo e imersivo. De acordo com Weiss & Kizony (2006), prover o usuário com diferentes modalidades de feedback é uma forma de aumentar a imersão do usuário, sendo assim, possíveis modificações podem incluir a implementação de feedbacks auditivos, por exemplo.

A análise da Tabela 11 também evidencia que alguns voluntários “Acharam o jogo meio parado”, ou ainda, “não muito desafiador”. Tal resultado pode ser explicado pelo fato de a TA ser composta por apenas dois ambientes virtuais, com objetivos facilmente alcançáveis, de acordo com o nível de independência motora prévia do usuário. Sendo assim, as versões futuras da TA devem levar tais achados em consideração, pois pesquisas evidenciam que jogos desafiadores, com tarefas significativas são de suma importância para o design de jogos voltados para a reabilitação pós-AVC (ALANKUS et al., 2010; BURKE et al., 2009).

Tabela 11. Questionário de avaliação do ambiente virtual (QAAV) análise da experiência do usuário. As respostas variam de 1 a 5, com o “1” indicando discordo fortemente e o “5” concordo fortemente.

Perguntas	Voluntários								
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9
Eu não percebi o tempo passar enquanto jogava.	5	5	4	5	5	5	5	5	5
Eu perdi a noção do que estava ao meu redor enquanto jogava	1	1	3	3	1	1	3	4	3
Me senti mais no ambiente do jogo do que no mundo real	3	4	4	5	5	1	3	5	5

Me esforcei para ter bons resultados no jogo.	5	5	5	4	5	5	5	4	5
Houve momentos em que eu queria desistir do jogo	1	1	2	1	1	1	1	1	1
Eu gostei do jogo e não me senti ansioso ou entediado	5	5	5	5	5	5	5	5	5
O jogo me manteve motivado a continuar utilizando-o.	5	5	4	5	5	5	5	5	5
Minhas habilidades melhoraram gradualmente com a superação dos desafios	3	5	4	5	5	5	3	4	4
O jogo oferece novos desafios num ritmo apropriado	5	5	5	5	5	5	3	4	5
Este jogo é adequadamente desafiador para mim, as tarefas não são muito fáceis nem muito difíceis	3	5	5	4	5	3	3	3	4
Senti que estava tendo progresso durante o desenrolar do jogo	5	5	4	5	5	5	4	5	5
Quando interrompido, fiquei desapontado que o jogo tinha acabado	5	5	3	5	5	1	3	5	5
Eu jogaria este jogo novamente	5	5	4	5	5	5	5	5	5

Algumas coisas do jogo me irritaram.	1	1	1	3	1	1	1	1	1
Fiquei torcendo para o jogo acabar logo	1	1	1	3	1	1	1	1	1
Achei o jogo meio parado	1	1	1	3	1	1	1	5	1

4.2 Validação da TA por meio da sEMG

Os ensaios clínicos mostraram que a TA foi capaz de identificar a ativação muscular do membro parético dos voluntários envolvidos, e com seus sinais mioelétricos fornecer um biofeedback em tempo real. As Figuras 13 e 14 mostram os sinais musculares obtidos dos voluntários V1 e V2 na primeira fase do sistema. Em ambos os casos o membro parético é o esquerdo, marcado pela letra B nos gráficos.

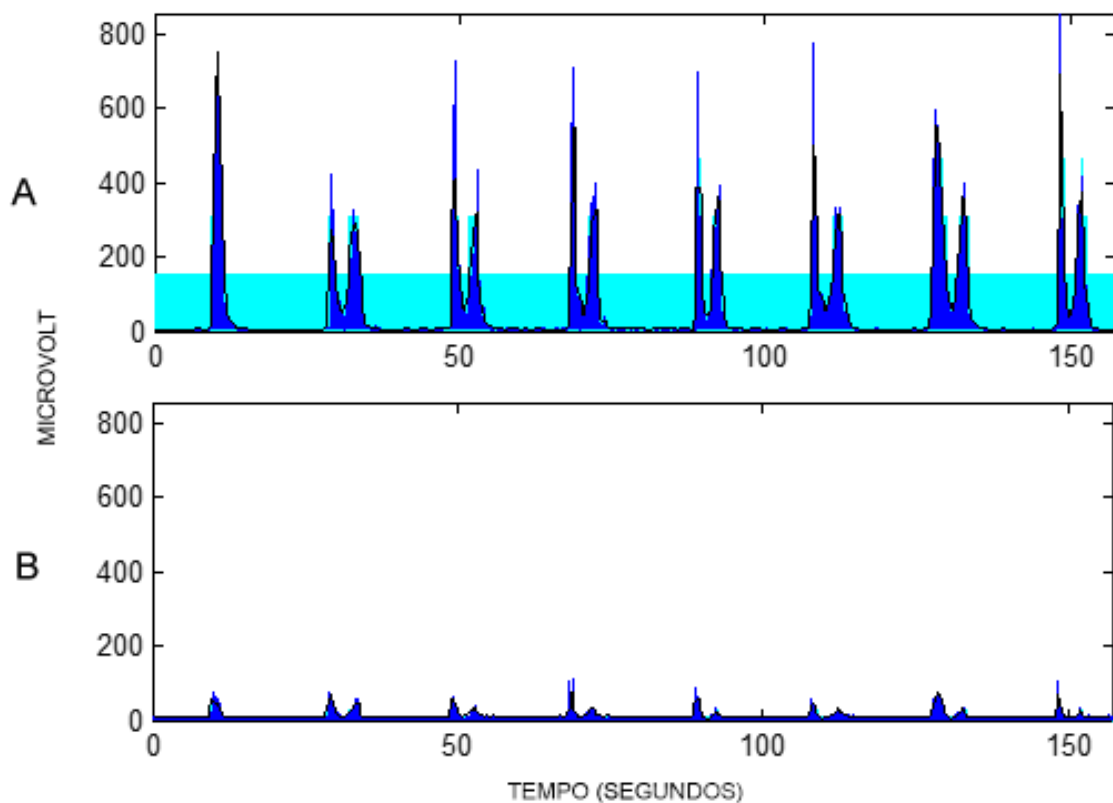


Figura 13. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V1 na primeira fase do sistema. O gráfico superior (A) mostra os sinais do MI direito, enquanto que o inferior (B) do MI esquerdo, parético. Em azul mais claro (ao fundo) vê-se os limiares inferior e superior do biofeedback.

Na Figura 13 vê-se claramente que o membro mais requisitado foi o direito (Figura 13 A), no caso o não afetado pelo AVC. Já na Figura 14 percebe-se que os MIs foram utilizados de forma mais equilibrada. Tal inferência é feita pois o eletromiograma é um gráfico que reflete a soma da contribuição elétrica de todas as unidades motoras na vizinhança dos eletrodos. Portanto, o gráfico pode ser tomado como uma medida global da atividade das unidades motoras durante o movimento investigado, sendo a amplitude do sinal mioelétrico tomada como uma medida chave na mensuração da energia sinal (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004).

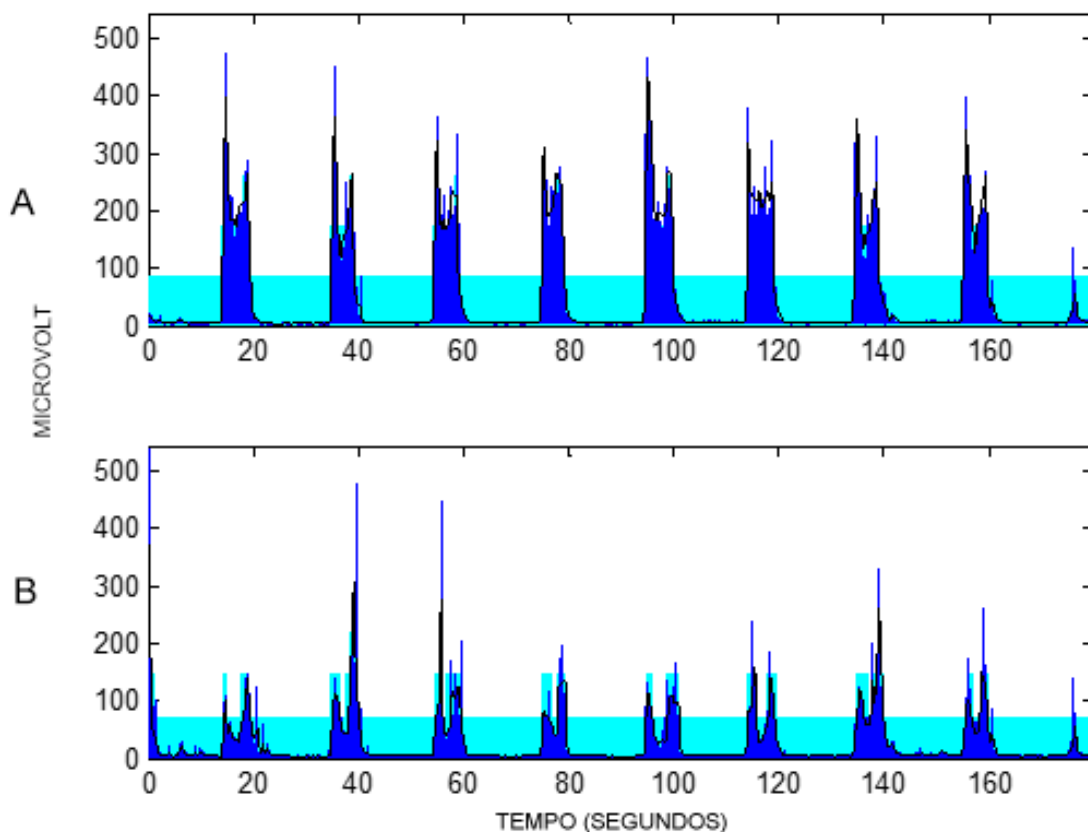


Figura 14. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V2 na primeira fase do sistema. O gráfico superior (A) mostra os sinais do MI direito, enquanto que o inferior (B) do MI esquerdo, parético. Em azul mais claro (ao fundo) vê-se os limiares inferior e superior do biofeedback.

As Figuras 15 e 16 mostram os sinais musculares obtidos pelos voluntários V6 e V7, respectivamente, na segunda fase do sistema. É interessante notar na Figura 15 que apesar do MI utilizado durante a tarefa ter sido o parético, no caso o direito (Figura 15 A) houve também a ativação muscular do MI esquerdo (Figura 15 B). Já a Figura 16, revela que o voluntário V7, cujo membro parético é o direito (Figura 16 A), quase não teve ativação do MI não parético, no caso o esquerdo (Figura 16 B).

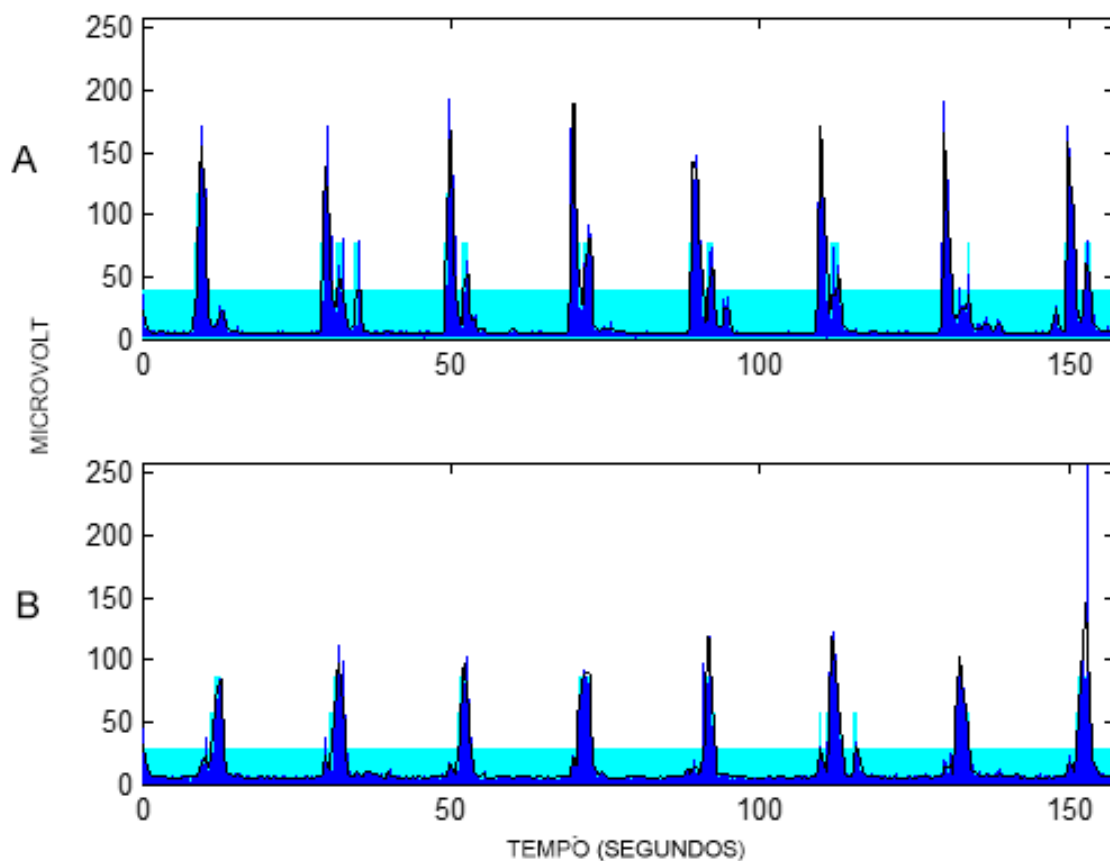


Figura 15. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V6 na segunda fase do sistema. O gráfico superior (A) mostra os sinais do MI direito, parético para V6, enquanto que o inferior (B) do MI esquerdo. Em azul mais claro (ao fundo) vê-se os limiares inferior e superior do biofeedback.

Tais achados podem ser explicados devido ao mecanismo de compensação muito presente em pacientes pós-AVC. A compensação motora é definida como o surgimento de novos padrões motores, resultantes de adaptações dos elementos motores remanescentes (LEVIN; KLEIM; WOLF, 2008). Em pacientes pós-AVC por exemplo, estratégias para aumentar a velocidade da marcha incluem uma maior utilização do braço e perna não paréticos (KWAKKEL; WAGENAAR, 2002).

O grau da compensação motora se relaciona com a severidade da hemiparesia, com indivíduos mais severamente afetados apresentando um maior grau de compensação. Tais padrões podem ser benéficos para a realização de tarefas em curto prazo, estando, entretanto, estão associados a problemas a longo prazo, como dores e redução da mobilidade de articulações (LEVIN; KLEIM; WOLF, 2008)

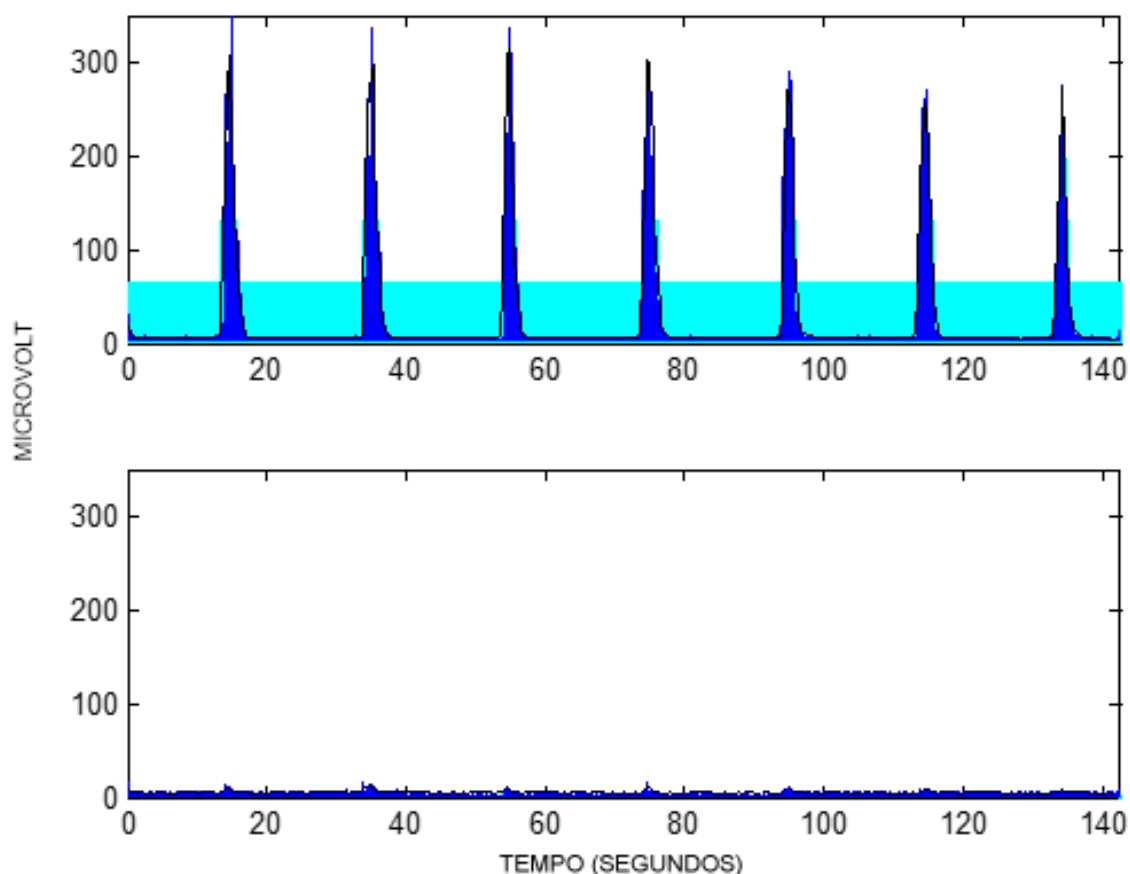


Figura 16. Sinais eletromiográficos obtidos do voluntário V7 na segunda fase do sistema. O gráfico superior (A) mostra os sinais do MI direito, parético para V7, enquanto que o inferior (B) do MI esquerdo. Em azul mais claro (ao fundo) vê-se os limiares inferior e superior do biofeedback.

Um outro dado analisado foi a amplitude muscular máxima atingida por cada usuário na segunda fase do sistema, conforme evidenciado na Figura 17. É interessante ressaltar que o exercício realizado nessa tarefa foi a extensão/flexão do membro parético, e mesmo assim é possível observar uma ativação do MI não parético, corroborando com o observado nos gráficos dos sinais eletromiográficos (Figuras 15 e 16). Novamente, pode-se explicar tal resultado tendo como base os mecanismos de compensação tão comuns em pacientes pós-AVC (LEVIN; KLEIM; WOLF, 2008).

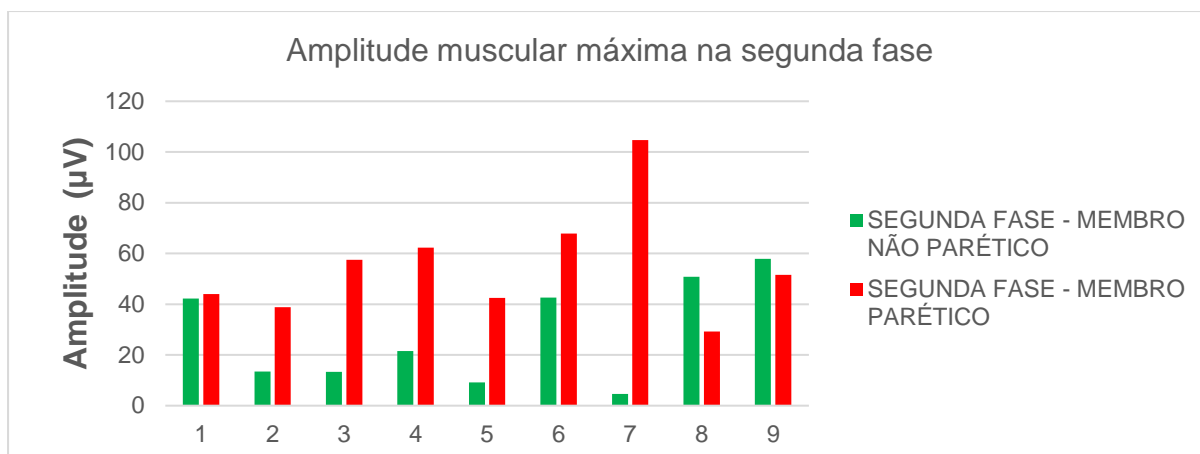


Figura 17. Representação gráfica da amplitude muscular máxima atingida pelo músculo reto femoral de cada usuário na utilização da segunda fase do sistema.

Ademais, a Figura 18 evidencia que apesar da amplitude muscular máxima do MI não parético ter sido superior à do parético para os voluntários V8 e V9 (Figura 17), a média das amplitudes máximas encontradas para cada repetição do movimento é sempre maior para os MI paréticos. Dessa forma, fica claro que, apesar do exercício ter ativado ambos MIs (mesmo sendo um exercício unilateral), o membro mais ativado foi o parético.

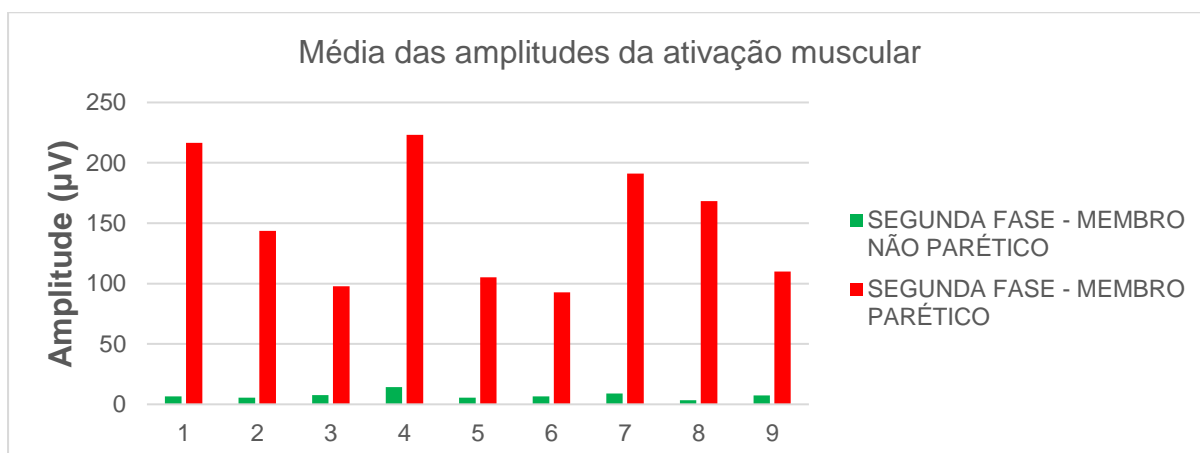


Figura 18. Representação gráfica da média das amplitudes máximas atingida em cada repetição do movimento por voluntário.

A Figura 19 evidencia as amplitudes musculares máximas atingidas por cada voluntário na primeira fase do sistema.

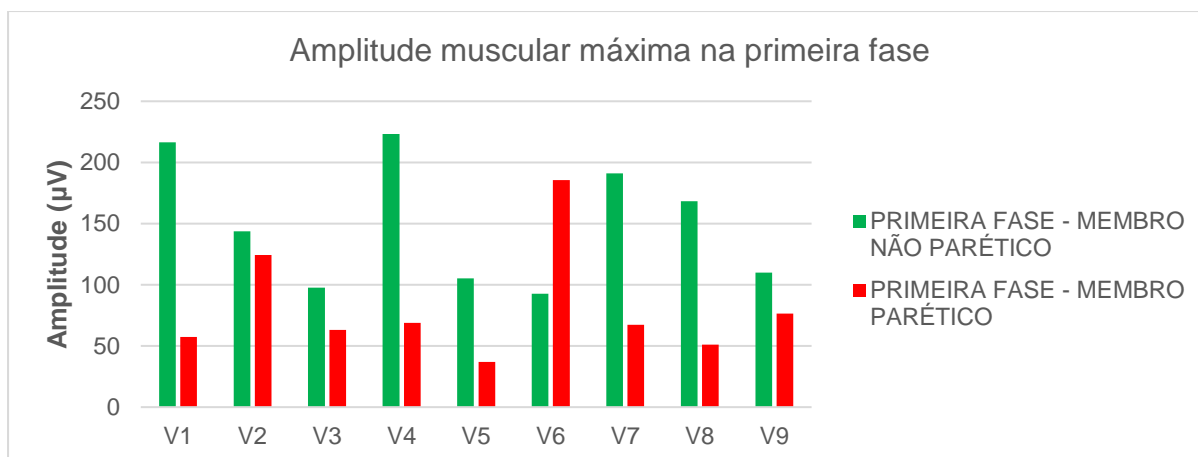


Figura 19. Representação gráfica da amplitude muscular máxima atingida pelo músculo reto femoral de cada usuário na utilização da primeira fase do sistema

No estudo da Figura 19 é observável uma grande diferença na amplitude do sinal entre os MIs, sendo o MI não parético o mais ativado, com apenas uma exceção. Tal resultado era esperado, pois durante o processo de reabilitação motora os indivíduos pós-AVC “aprendem” a utilizar o membro não parético de forma mais intensa, a fim de compensar a fraqueza do membro parético. Conforme a reabilitação se processa há uma restituição parcial da força, entretanto, o indivíduo pode continuar utilizando o membro não parético mais do que realmente necessário para a realização de tarefas diárias (ENGARDT; KNUTSSON; JONSSON, 1995). Nota-se ainda, que todos os voluntários, com exceção do V6, tiveram uma maior amplitude alcançada pelo MI não parético.

Um dos principais objetivos da TA desenvolvida é estimular a utilização do membro parético por meio do biofeedback recebido no ambiente virtual em tempo real. Conforme evidenciado, houve um estímulo e utilização do MI afetado, sendo esta ativação, porém, superada pelo MI não afetado. Conforme acima ressaltado, a exceção foi o V6, sendo uma possível explicação para este achado: o voluntário V6 foi mais susceptível ao biofeedback, e ao recebê-lo na tela do AV se esforçou para utilizar o membro parético, buscando melhorar seu resultado.

Sabe-se que prover o usuário de uma TA com alguma forma de biofeedback durante o processo de reabilitação pode favorecer inúmeros ganhos terapêuticos, uma vez que o usuário pode se tornar capaz de controlar processos físicos que antes considerava uma resposta autônoma do sistema nervoso. Dessa forma, o usuário tem a oportunidade de melhorar a acurácia durante a realização de tarefas funcionais, além de tornar-se mais engajado na reabilitação, reduzindo

pouco a pouco a necessidade de monitoramento integral de um profissional de saúde (GIGGINS; PERSSON; CAULFIELD, 2013).

Entretanto, para afirmações mais conclusivas, seriam necessários mais testes com um número maior de voluntários e um acompanhamento por um maior período de tempo.

As Figuras 21 e 22, mostram a variação angular durante os exercícios realizados em cada fase do sistema pelo voluntário V1. A análise dos resultados revela que o sistema desenvolvido atende ao requisito de estimular o movimento com amplitude máxima, o que é de suma importância em um processo de reabilitação motora.

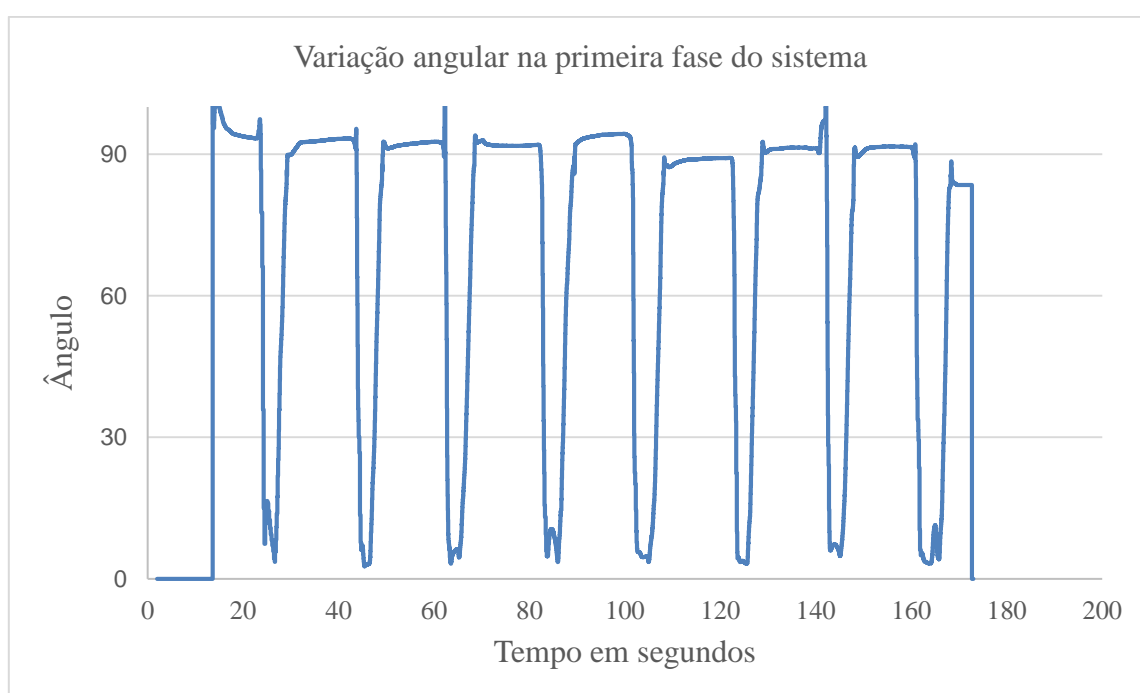


Figura 20. Variação do ângulo na primeira fase do sistema. Valores de ângulo iguais a noventa indicam que o usuário estava em repouso (sentado), enquanto que valores de ângulo próximos a zero revelam que o usuário realizou a atividade (levantar-se). No gráfico estão os dados obtidos do voluntário V1.

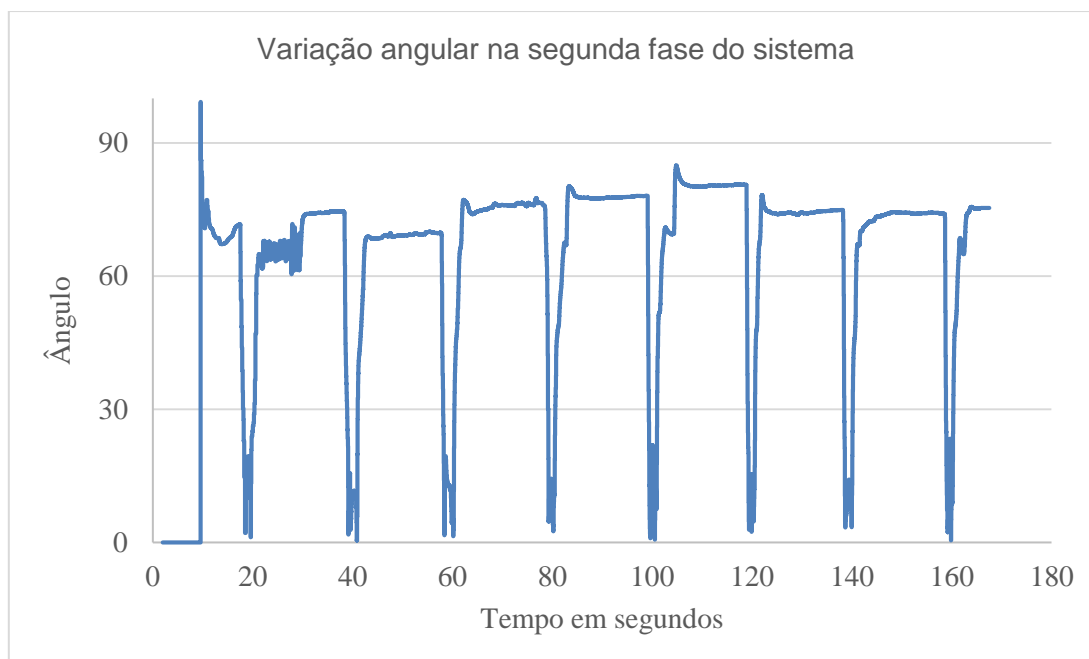


Figura 21. Variação do ângulo na segunda fase do sistema. Valores de ângulo iguais a noventa indicam que o usuário estava em repouso (sentado), enquanto que valores de ângulo próximos a zero revelam que o usuário realizou a atividade (extensão de joelho). No gráfico estão os dados obtidos do voluntário V1.

Adicionalmente, é importante destacar algumas limitações existentes no protocolo utilizado nos testes clínicos, que podem ter influenciado nos resultados obtidos. Limitações como por exemplo a ordem com a qual os ensaios foram realizados, o tempo de adaptação, o fato dos voluntários possuírem diferentes níveis de acometimento e a amostra reduzida.

A ordem do ensaio e o tempo de adaptação podem ter influenciado no sinal mioelétrico obtido, uma vez que a gravação de tais dados pelo EMG System foi a última etapa do protocolo, podendo ter sido influenciada pela fadiga muscular. Uma possível solução para tal problema seria a realização das etapas do protocolo de forma randômica, ou ainda a implementação de um identificador de fadiga muscular no sistema. Com relação aos diferentes níveis de acometimento, uma solução seria classificar os usuários em diferentes grupos de acordo com seu grau de acometimento, realizando comparações dentro de cada grupo.

4.1 Conclusão

No desenvolvimento dos jogos sérios de reabilitação foram considerados os requisitos levantados na fase de concepção e projeto, levando-se em conta as seguintes características: limitações funcionais do paciente, suas habilidades residuais, atividades que ele necessita e queira realizar, ambiente motivador e facilidade de uso do sistema, tanto pelo paciente quanto

para o profissional de reabilitação (levando sempre em consideração o conforto e a praticidade) e, por fim, o custo do sistema.

O resultado da métrica SUS mostrou que todos dos participantes da pesquisa classificaram positivamente o sistema, tendo este sido considerado “útil”, fácil de se usar e bem integrado. Por sua vez, os resultados do QAAV evidenciaram que os jogos foram capazes de manter os usuários motivados nas tarefas e até certo ponto imersos no AV, sendo válido destacar que por meio dessa métrica foram levantados pontos a serem melhorados, a fim de tornar os jogos ainda mais imersivos e motivadores.

A análise do questionário GAS demonstrou que o tempo de adaptação ao sistema foi superior ao esperado para alguns voluntários em ambas as fases, assim como a pontuação obtida foi menor do que a esperada em alguns casos. Tais resultados serão utilizados no desenvolvimento da próxima versão do sistema, assim como no desenvolvimento de um novo protocolo de avaliação da TA.

A TA se mostrou eficiente, na medida em que proporcionou a realização das tarefas selecionadas (flexão/extensão de joelhos e levantar-se/sentar-se), conforme evidenciado pelos dados da sEMG, gravados pelo equipamento EMG System, e angulação dos membros paréticos. Outrossim, o sistema também foi capaz de fornecer o biofeedback em tempo real para os usuários, por meio do equipamento BrainNet BTN36, sendo possível a visualização de dois diferentes níveis de ativação muscular: “Perfeito” e “Bom”. Contudo, uma modificação importante para tornar o sistema mais simples e eficiente seria a utilização de apenas um equipamento capaz de fornecer o biofeedback e ao mesmo tempo salvar os dados para análises posteriores pelo profissional de reabilitação e pesquisador.

A análise dos dados da sEMG corroborou com o encontrado na literatura, na medida em que foi possível visualizar elementos chave do AVC, como é o caso do mecanismo de compensação motora.

O software desenvolvido se mostrou capaz de armazenar vários dados como nome e idade do paciente, jogo realizado, duração, ângulo, e a pontuação obtida permitindo que o profissional de reabilitação possa fazer uma análise quantitativa do processo de reabilitação.

Dessa forma, pode-se concluir que a primeira versão da TA desenvolvida neste trabalho foi bem-sucedida, e esta pesquisa evidenciou pontos a serem melhorados para futuras versões do sistema.

4.2 Contribuições

As principais contribuições desta Dissertação de Mestrado encontram-se relacionadas abaixo:

- Concepção e avaliação de um sistema de reabilitação para membros inferiores baseado em sensores de movimento, sEMG e Ambientes Virtuais;
- Desenvolvimento e aplicação de um protocolo experimental para avaliar o sistema desenvolvido;
- Avaliação do protótipo do sistema desenvolvido através da opinião dos usuários, utilizando os métodos de avaliação GAS, SUS e QAAV.

4.3 Trabalhos completos publicados em anais de congressos e periódicos

Os resultados desta pesquisa foram publicados nos seguintes congressos e periódicos científicos:

- Periódico científico

LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; BASTOS, T. Rehabilitación de Miembros Inferiores en Pacientes Post-ictus utilizando Kinect, Ambientes Virtuales y Electromiografía de Superficie. **Cognitive Area Networks**, v. 3, n. 1, p. 33–37, 2016c.

- Congressos

LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; BASTOS, T. Motor Rehabilitation of Lower Limbs of Post-Stroke Patients Using Kineck Integrated to Virtual Environments. Congresso Brasileiro de Biotecnologia. Anais...Brasília - Brasil: 2015

LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; BASTOS, T. Desenvolvimento de ambientes virtuais com biofeedback: uma abordagem para reabilitação de pacientes pós-AVE. Congresso Brasileiro de Automática. Anais...Vitória: 2016a

LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; BASTOS, T. Rehabilitation Game for Stroke Patients' Lower Limbs Using sEMG and Kinect. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Anais...Foz do Iguaçu - Brazil: 2016b

LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; BASTOS, T. Rehabilitación de Miembros Inferiores en Pacientes Post-ictus utilizando Kinect, Ambientes Virtuales y Electromiografía de Superficie. 8º Simposio CEA de Bioingeniería en España. Anais...Madrid - Spain: 2016c

VALENCIA, N.; CARDOSO, V.; LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; FRIZERA, A.; BASTOS, T. Jogos Sérios para Reabilitação Motora de Pacientes Pós-AVE. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Anais...Foz do Iguaçu - Brazil: 2016d

VALENCIA, N.; CARDOSO, V.; LYRA, J.; LONGO, B.; VALENCIA, N.; GLASGIO, G.; FRIZERA, A.; BASTOS, T. Processamento de Sinais Biológicos e Parâmetros Cinemáticos para Análise em Jogos Sérios de Reabilitação. Congresso Brasileiro de Automática. Anais...Vitória - Brazil: 2016e

4.3 Trabalhos futuros

Os seguintes trabalhos são planejados para serem desenvolvidos em uma etapa futura:

- Implementação da gravação do sinal mioelétrico pelo software do sistema desenvolvido;
- Aperfeiçoamento do software para fornecer um biofeedback mais preciso em níveis mais elaborados do jogo;
- Realização de um estudo clínico com pacientes pós-AVC por um maior período de tempo, a fim de se comparar a eficácia da TA desenvolvida com tratamentos convencionais de reabilitação motora
- Testes com maior número de voluntários

4.4 Referências Bibliográficas

2014 MIRA REHAB. **MIRA**. Disponível em: <<http://www.mirarehab.com/>>.

ABRAMCZUK, B.; VILLELA, E. A luta contra o AVC no Brasil. **ComCiência**, n. 109, p. 0–0, 2009.

ADAMSON, J.; BESWICK, A.; EBRAHIM, S. Is stroke the most common cause of disability? **Journal of stroke and cerebrovascular diseases : the official journal of National Stroke Association**, v. 13, n. 4, p. 171–7, jan. 2004.

AHCPR. Post-Stroke Rehabilitation Guideline Panel. **Post-Stroke Rehabilitation: Clinical Practice Guidelines**, v. 16, 1995.

AIELLO, E.; GATES, D.; PATRITTI, B. Visual EMG biofeedback to improve ankle function in hemiparetic gait. ... **in Medicine and ...**, 2005.

AKKAYA, N.; ARDIC, F.; OZGEN, M. Efficacy of electromyographic biofeedback and electrical stimulation following arthroscopic partial meniscectomy: a randomized controlled trial. **Clinical ...**, 2012.

ALANKUS, G. et al. Towards customizable games for stroke rehabilitation. **Proceedings of the SIGCHI**, 2010.

ALLEN, L. et al. Community stroke rehabilitation teams: providing home-based stroke rehabilitation in ontario, Canada. **The Canadian journal of neurological sciences. Le journal canadien des sciences neurologiques**, v. 41, n. 6, p. 697–703, 1 nov. 2014.

ALMANSA, J. et al. The International Classification of Functioning, Disability and Health: development of capacity and performance scales. **Journal of clinical epidemiology**, v. 64, n. 12, p. 1400–11, dez. 2011.

ALMEIDA, S. Análise epidemiológica do acidente vascular cerebral no Brasil. **Rev de Neurocienc**, 2012.

- ALVARENGA, H. Prevalência de acidente vascular cerebral em idosos no Município de Vassouras, Rio de Janeiro, Brasil, através do rastreamento de dados do Programa. **Cad. Saúde Pública**, 2009.
- ARMAGAN, O.; TASCIOGLU, F.; ONER, C. Electromyographic biofeedback in the treatment of the hemiplegic hand: a placebo-controlled study. **American Journal of Physical ...**, 2003.
- BARCALA, L.; GRECCO, L.; COLELLA, F. Visual biofeedback balance training using wii fit after stroke: a randomized controlled trial. **Journal of physical**, 2013.
- BELDA-LOIS, J. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. **Journal of**, 2011.
- BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva. **Porto Alegre: CEDI**, 2008.
- BONITA, R. Epidemiology of stroke. **The Lancet**, v. 339, n. 8789, p. 342–344, fev. 1992.
- BRANCH, L.; MEYERS, A. Assessing physical function in the elderly. **Clinics in Geriatric Medicine**, 1987.
- BRODERICK, J. et al. Major risk factors for aneurysmal subarachnoid hemorrhage in the young are modifiable. **Stroke**, 2003.
- BROOKE, J. SUS-A quick and dirty usability scale. **Usability evaluation in industry**, 1996.
- BROOKE, J. SUS: a retrospective. **Journal of Usability Studies**, 2013.
- BRUNNSTRÖM, S. Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach. 1970.
- BURKE, J. et al. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. **The Visual**, 2009.
- CAMARGO, E.; BACHESCHI, L.; MASSARO, A. Stroke in latin america. ... **Clinics of North America**, 2005.
- CAMPANINI, I. et al. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. **Journal of**, 2007.
- CAPÓ-LUGO, C.; MULLENS, C. Maximum walking speeds obtained using treadmill and overground robot system in persons with post-stroke hemiplegia. **Journal of**, 2012.
- CARR, J.; SHEPHERD, R. Neurological rehabilitation: optimizing motor performance. 1998. **Butterworth-Heinemann, Oxford, UK**, 1998.
- CARR, J.; SHEPHERD, R. Stroke rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill. 2003.
- CHUKWUMA, C.; TUOMILEHTO, J. Diabetes and the risk of stroke. **Journal of Diabetes and its Complications**, v. 7, n. 4, p. 250–262, out. 1993.
- CLAFLIN, E. S.; KRISHNAN, C.; KHOT, S. P. Emerging treatments for motor rehabilitation after stroke. **The Neurohospitalist**, v. 5, n. 2, p. 77–88, abr. 2015.
- COCITO, L.; FAVALE, E.; RENI, L. Epileptic seizures in cerebral arterial occlusive disease. **Stroke**, 1982.
- CONGRESSO NACIONAL. **LEI No 10.098** Brasília, 2000. Disponível em: <https://www.planalto.gov.br/ccivil_03/LEIS/L10098.htm>
- COSTANDI, M. Rehabilitation: machine recovery. **Nature**, v. 510, n. 7506, p. S8–9, 26 jun. 2014.
- CRISWELL, E. Cram's introduction to surface electromyography. 2010.
- CRUZ, K. DA. Evaluation the quality of life in elderly with stroke: a exploratory and transversal study. **Online Brazilian Journal of Nursing**, v. v. 7, n. n. 1, 2008.
- CYNTHIA, A.; YOGEESEA, K.; ARUNACHALAM, R. Dyslipidemia in stroke. **iosrjournals.org**, v. 13, n. 4, p. 45–49, 2014.
- DAWSON, A. ET AL. Stroke Rehabilitation. In: **Canadian Best Practice Recommendation for Stroke Care**. [s.l: s.n.].

- DE PADUA MANSUR, A. et al. Stroke and ischemic heart disease mortality trends in Brazil from 1979 to 1996. **Neuroepidemiology**, v. 22, n. 3, p. 179–83, 6 jan. 2003.
- DEB, P.; SHARMA, S.; HASSAN, K. Pathophysiologic mechanisms of acute ischemic stroke: an overview with emphasis on therapeutic significance beyond thrombolysis. **Pathophysiology**, 2010.
- DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; RAU, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. **Clinical biomechanics**, 2009.
- DJOUSSE, L.; ELLISON, R.; BEISER, A. Alcohol Consumption and Risk of Ischemic Stroke The Framingham Study. **Stroke**, 2002.
- DONNAN, G. A. et al. Stroke. **Lancet**, v. 371, n. 9624, p. 1612–23, 10 maio 2008.
- DUNCAN, P. W. et al. Rasch analysis of a new stroke-specific outcome scale: the stroke impact scale. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 7, p. 950–963, jul. 2003.
- ENDRES, M. et al. Mechanisms of stroke protection by physical activity. **Annals of neurology**, v. 54, n. 5, p. 582–90, nov. 2003.
- ENGARDT, M.; KNUTSSON, E.; JONSSON, M. Dynamic muscle strength training in stroke patients: effects on knee extension torque, electromyographic activity, and motor function. **Archives of physical**, 1995.
- ENGARDT, M.; RIBBE, T.; OLSSON, E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. **Scandinavian journal of ...**, 1993.
- FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, 2004.
- FAROOQ, M.; CHAUDHRY, A. The WHO STEPwise Approach to Stroke Surveillance. **Journal of the College of ...**, 2008.
- FILHO, T. G. A Tecnologia Assistiva: de que se trata. **Conexões: educação, comunicação, inclusão e ...**, 2009.
- FRIEDMAN, N. et al. **MusicGlove: Motivating and quantifying hand movement rehabilitation by using functional grips to play music**. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...IEEE**, ago. 2011 Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6090659/>>. Acesso em: 4 nov. 2016
- FU, F.; SU, R.; YU, S. EGameFlow: A scale to measure learners' enjoyment of e-learning games. **Computers & Education**, 2009.
- FUKUJIMA, M.; GABBAI, A. Conduas na estenose da carótida. **Rev Neurociências**, 1999.
- GAMEZ, E. C. On the core elements of the experience of playing video games. 2009.
- GIGGINS, O.; PERSSON, U.; CAULFIELD, B. Biofeedback in rehabilitation. **J Neuroeng Rehabil**, 2013.
- GILROY, J. **Basic Neurology**. ed 3 ed. New York: McGraw-Hill, 2000.
- GLANZ, M.; KLAWANSKY, S.; STASON, W. Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. **Archives of physical ...**, 1995.
- GOLDSTEIN, L. B. et al. Primary prevention of ischemic stroke: a guideline from the American Heart Association/American Stroke Association Stroke Council: cosponsored by the Atherosclerotic Peripheral Vascular Disease Interdisciplinary Working Group; Cardiovascular Nursing Council. **Circulation**, v. 113, n. 24, p. e873–923, 20 jun. 2006.
- HAYES, S.; CARROLL, S. Early intervention care in the acute stroke patient. **Archives of physical medicine and ...**, 1986.
- HENDRICKS, H.; LIMBEEK, J. VAN. Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature.

Archives of physical ..., 2002.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, out. 2000.

HOFFMANN, T.; MONTORI, V.; MAR, C. DEL. The connection between evidence-based medicine and shared decision making. **JAMA**, 2014.

HUANG, W. A preliminary validation of Attention, Relevance, Confidence and Satisfaction model-based Instructional Material Motivational Survey in a computer-based tutorial. **British Journal of ...**, 2006.

HUANG, W.; HUANG, W.; TSCHOPP, J. Sustaining iterative game playing processes in DGBL: The relationship between motivational processing and outcome processing. **Computers & Education**, 2010.

HUFSCHMIDT, A.; MAURITZ, K. Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. **Journal of Neurology, Neurosurgery & ...**, 1985.

INGLIS, J.; DONALD, M.; MONGA, T. Electromyographic biofeedback and physical therapy of the hemiplegic upper limb. **Archives of physical ...**, 1984.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 9999:2011**. Disponível em: <http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=50982>.

ISO, H. et al. Alcohol consumption and risk of stroke among middle-aged men: the JPHC Study Cohort I. **Stroke**, 2004.

ITO, U. et al. Temporal Profiles of Axon Terminals, Synapses and Spines in the Ischemic Penumbra of the Cerebral Cortex Ultrastructure of Neuronal Remodeling. **Stroke**, 2006.

JAFFE, D.; BROWN, D.; PIERSON-CAREY, C. Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. **Journal of**, 2004.

JARACZ, K.; GRABOWSKA-FUDALA, B.; KOZUBSKI, W. Caregiver burden after stroke: towards a structural model. **Neurologia i Neurochirurgia Polska**, v. 46, n. 3, p. 224–232, 2012.

JENNETT, C.; COX, A.; CAIRNS, P. Measuring and defining the experience of immersion in games. **International journal of ...**, 2008.

JUDGE, R.; ZUIDEMA, G.; FITZGERALD, F. Clinical diagnosis: a physiologic approach. 1989.

JUNG, J.; YU, J.; KANG, H. Effects of virtual reality treadmill training on balance and balance self-efficacy in stroke patients with a history of falling. **Journal of Physical Therapy Science**, 2012.

JUNG, Y.; YEH, S.; STEWART, J. Tailoring virtual reality technology for stroke rehabilitation: a human factors design. **CHI'06 extended abstracts on Human**, 2006.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 12 ed. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

KALRA, L.; DALE, P.; CROME, P. Improving stroke rehabilitation. A controlled study. **Stroke**, 1993.

KANNEL, W. Framingham study insights into hypertensive risk of cardiovascular disease. **Hypertension Research**, 1995.

KASNER, S. E.; MOSS, H. E. Cerebrovascular disorders. In: Ontario, Canada: Decker Intellectual Properties Inc, 2011. p. 1–22.

KIELY, D. et al. Familial aggregation of stroke. The Framingham Study. **Stroke**, 1993.

KIM, E. et al. Clinical feasibility of interactive commercial Nintendo gaming for chronic stroke rehabilitation. **Journal of Physical Therapy**, 2012.

KIM, J. et al. Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study. **American Journal of**, 2009.

- KIM, Y. et al. The effect of virtual reality training on unilateral spatial neglect in stroke patients. **Annals of**, 2011.
- KIRESUK, T.; SMITH, A.; CARDILLO, J. Goal attainment scaling: Applications, theory, and measurement. 2014.
- KIRNAP, M. et al. The efficacy of EMG-biofeedback training on quadriceps muscle strength in patients after arthroscopic meniscectomy. **NZ Med J**, 2005.
- KLATSKY, A.; ARMSTRONG, M. Alcohol drinking and risk of hospitalization for ischemic stroke. **The American journal of ...**, 2001.
- KRASNY-PACINI, A.; HIEBEL, J.; PAULY, F. Goal attainment scaling in rehabilitation: a literature-based update. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, 2013.
- KUNKEL, A.; KOPP, B.; MÜLLER, G. Constraint-induced movement therapy for motor recovery in chronic stroke patients. **Archives of physical ...**, 1999.
- KURTH, T. et al. Smoking and risk of hemorrhagic stroke in women. **Stroke**, 2003.
- KWAKKEL, G.; KOLLEN, B. J.; WAGENAAR, R. C. Long term effects of intensity of upper and lower limb training after stroke: a randomised trial. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry**, v. 72, n. 4, p. 473–479, 1 abr. 2002.
- KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.; KREBS, H. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. **Neurorehabilitation and neural Repair**, 2007.
- KWAKKEL, G.; WAGENAAR, R. Effect of duration of upper-and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegic gait. **Physical Therapy**, 2002.
- LANGHORNE, P. et al. Do stroke units save lives? **The Lancet**, 1993.
- LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. **The Lancet Neurology**, 2009.
- LAVADOS, P.; HENNIS, A. Stroke epidemiology, prevention, and management strategies at a regional level: Latin America and the Caribbean. **The Lancet ...**, 2007.
- LAVER, K. et al. Virtual Reality for Stroke Rehabilitation. **Stroke**, v. 43, n. 2, p. e20–e21, 15 dez. 2011.
- LAVER, K.; GEORGE, S.; THOMAS, S. Virtual reality for stroke rehabilitation. **Cochrane Library**, 2015.
- LEVIN, M.; KLEIM, J.; WOLF, S. What do motor “recovery” and “compensation” mean in patients following stroke? **Neurorehabilitation and neural**, 2008.
- LEWIS, G.; ROSIE, J. Virtual reality games for movement rehabilitation in neurological conditions: how do we meet the needs and expectations of the users? **Disability and rehabilitation**, 2012.
- LIAO, D. et al. Familial History of Stroke and Stroke Risk The Family Heart Study. **Stroke**, 1997.
- LOPES, P.; LOPES, J.; BRITO, C. Relationships of balance, gait performance, and functional outcome in chronic stroke patients: a comparison of left and right lesions. **BioMed research**, 2015.
- LOPEZ, A. D. et al. Global and regional burden of disease and risk factors, 2001: systematic analysis of population health data. **Lancet**, v. 367, n. 9524, p. 1747–57, 27 maio 2006.
- LT AMIRALIAN MARIA ET AL. The concept of disability. **Rev Saúde Pública**, v. 34, n. (1), p. 97–3, 2000.
- LUKER, J. et al. Stroke survivors’ experiences of physical rehabilitation: a systematic review of qualitative studies. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, 3 abr. 2015.
- MAZZAGLIA, G. et al. Exploring the relationship between alcohol consumption and non-fatal or fatal stroke: a systematic review. **Addiction**, 2001.

- MCLEOD, P.; KETTELKAMP, D. Measurements of repetitive activities of the knee. **Journal of ...**, 1975.
- MELO-SOUZA et al. **Tratamento das doenças neurológicas**. [s.l.] Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000.
- MERIAN, A.; JACK, D.; BOIAN, R. Virtual reality–augmented rehabilitation for patients following stroke. **Physical ...**, 2002.
- MERLETTI, R.; PARKER, P. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications. 2004.
- MERLETTI, R.; TORINO, P. DI. Standards for reporting EMG data. **J Electromyogr Kinesiol**, 1999.
- MIRELMAN, A.; BONATO, P.; DEUTSCH, J. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. **Stroke**, 2009.
- MOL, V.; BAKER, C. Activity intolerance in the geriatric stroke patient. **Rehabilitation Nursing**, 1991.
- MURRAY, C. J.; LOPEZ, A. D. Mortality by cause for eight regions of the world: Global Burden of Disease Study. **Lancet**, v. 349, n. 9061, p. 1269–76, 3 maio 1997.
- NAKI, I.; RODRIGUES, T.; ANDRADE, T. Acidente vascular encefálico agudo: reabilitação. **Acta ...**, 2012.
- NORDIN, E.; ROSENDAHL, E.; LUNDIN-OLSSON, L. Timed “Up & Go” Test: reliability in older people dependent in activities of daily living—focus on cognitive state. **Physical therapy**, v. v. 86, n. n. 5, p. p. 646–655, 2006, 2006.
- ONATE, J.; GUSKIEWICZ, K.; SULLIVAN, R. Augmented feedback reduces jump landing forces. **Journal of Orthopaedic & Sports ...**, 2001.
- OVBIAGELE, B.; NGUYEN-HUYNH, M. Stroke epidemiology: advancing our understanding of disease mechanism and therapy. **Neurotherapeutics**, 2011.
- OWENS, B. Stroke. **Nature**, v. 510, n. 7506, p. S1, 26 jun. 2014.
- PAOLUCCI, S. et al. Functional outcome of ischemic and hemorrhagic stroke patients after inpatient rehabilitation: a matched comparison. **Stroke; a journal of cerebral circulation**, v. 34, n. 12, p. 2861–5, 1 dez. 2003.
- PATROCÍNIO, F. F. DO. **IV Seminário Internacional Sociedade Inclusiva Propostas e ações inclusivas: impasses e avanços**. Disponível em: <<http://proex.pucminas.br/sociedadeinclusiva/sem4/082.pdf>>. Acesso em: 16 abr. 2015.
- PEREIRA, R. A relação entre Dislipidemia e Diabetes Mellitus tipo 2. **Cadernos UniFOA**, 2011.
- PETER, K. **The ABC of EMG—a practical introduction to kinesiological electromyography**. Noraxon U.S.A.; Noraxon INC, 2005.
- POLLOCK, A. et al. Physical Rehabilitation Approaches for the Recovery of Function and Mobility After Stroke: Major Update. **Stroke**, v. 45, n. 10, p. e202–e202, 2 set. 2014.
- PONTES-NETO, O. M. et al. Stroke awareness in Brazil: alarming results in a community-based study. **Stroke; a journal of cerebral circulation**, v. 39, n. 2, p. 292–6, 1 fev. 2008.
- PUC-RIO. **Acessibilidade**. Disponível em: <http://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/10500/10500_3.PDF>. Acesso em: 16 abr. 2015.
- RAJARATNAM, B.; KAIEN, J. G.; JIALIN, K. L. Does the inclusion of virtual reality games within conventional rehabilitation enhance balance retraining after a recent episode of stroke? **research and practice**, 2013.
- REGO, P.; MOREIRA, P.; REIS, L. Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy. **5th Iberian Conference on**, 2010.

- REINKENSMEYER, D. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide. **Journal of ...**, 2000.
- RIENER, R. Overview of robot-aided gait biofeedback and assessment. **Biomedical Robotics and ...**, 2006.
- ROBINSON, R.; PARIKH, R. Pathological laughing and crying following stroke: validation of a measurement scale and a double-blind treatment study. **American Journal of Psychiatry**, 1993.
- RODGERS, H. et al. Risk factors for first-ever stroke in older people in the north East of England: a population-based study. **Stroke; a journal of cerebral circulation**, v. 35, n. 1, p. 7–11, 1 jan. 2004.
- RODRÍGUEZ-DE-PABLO, C. et al. Post-stroke Robotic Upper-Limb Telerehabilitation Using Serious Games to Increase Patient Motivation: First Results from ArmAssist System Clinical Trial. In: [s.l.: s.n.]. p. 63–78.
- SACCO, R. Extracranial carotid stenosis. **New England Journal of Medicine**, 2001.
- SACCO, R.; ELKIND, M.; BODEN-ALBALA, B. The protective effect of moderate alcohol consumption on ischemic stroke. **Jama**, 1999.
- SACCO, R. L.; WOLF, P. A.; GORELICK, P. B. Risk factors and their management for stroke prevention: outlook for 1999 and beyond. **Neurology**, v. 53, n. 7 Suppl 4, p. S15–24, 1 jan. 1999.
- SASSAKI, R. Inclusão: o paradigma do século 21. **Inclusão: Revista da Educação Especial**, 1 (1), 2005.
- SAURO, J. A practical guide to the system usability scale: Background, benchmarks & best practices. 2011.
- SAVER, J. Time is brain—quantified. **Stroke**, 2006.
- SAVI, R. et al. Proposta de um modelo de avaliação de jogos educacionais. **RENOTE**, 2010.
- SCHMIDT, R. A.; LEE, T. **Motor Control and Learning-5th Edition**. [s.l.: s.n.].
- SCHUEMIE, M. Research on presence in virtual reality: A survey. **CyberPsychology & ...**, 2001.
- SCHWARTZ, M.; ANDRASIK, F. Biofeedback: A practitioner's guide . 2003.
- SILVA, R.; SILVA, A. Tecnologias para Construção de Mundos Virtuais: Um Comparativo Entre as Opções Existentes no Mercado. **FAZU em Revista**, 2012.
- STRONG, K.; MATHERS, C.; BONITA, R. Preventing stroke: saving lives around the world. **The Lancet. Neurology**, v. 6, n. 2, p. 182–7, fev. 2007.
- SUBSECRETARIA NACIONAL DE PROMOÇÃO DOS DIREITOS DA PESSOA COM DEFICIÊNCIA. **Tecnologia Assistiva**. Brasília - Brasil: [s.n.].
- SULLIVAN, S. B. O. ; T. J. S. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 5. ed ed. Barueri, SP: [s.n.].
- TATE, J.; MILNER, C. Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. **Physical Therapy**, 2010.
- TEIXEIRA, I. O envelhecimento cortical e a reorganização neural após o acidente vascular encefálico (AVE): implicações para a reabilitação. **Ciênc saúde coletiva**, 2008.
- TEIXEIRA-SALMELA, L.; OLNEY, S. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 10, p. 1211–1218, 1999.
- TINETTI, M.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **New England journal of ...**, 1988.
- TURNER-STOKES, L. Goal attainment scaling (GAS) in rehabilitation: a practical guide. **Clinical rehabilitation**, 2009.

TWITCHELL, T. The restoration of motor function following hemiplegia in man. 1951.

UNITED NATIONS ENABLE. **Article 9 - Accessibility**. Disponível em:
<<http://www.un.org/disabilities/default.asp?id=269>>. Acesso em: 16 abr. 2015.

VEERBEEK, J.; WEGEN, E. VAN; PEPPEN, R. VAN. What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. **PloS one**, 2014.

VISINTIN, M. et al. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. **Stroke**, 1998.

WARLOW, C.; GIJN, J. VAN; DENNIS, M. Stroke: practical management. p. capítulo 3–40, 2008.

WEISS, P.; KIZONY, R. Virtual reality in neurorehabilitation. ... **and neurorehabilitation**, 2006.

WHO. **WHO | Stroke, Cerebrovascular accident**. Disponível em:
<http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/>. Acesso em: 18 maio. 2015.

WINTER, D. Biomechanics and motor control of human movement. 2009.

WOLF, S.; BINDER-MACLEOD, S. Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient changes in upper extremity neuromuscular and functional status. **Physical therapy**, 1983.

WOODFORD, H.; PRICE, C. EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. **The Cochrane Library**, 2007.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International Classification of Impairments, Disabilities, and Handicaps** GENEVA, 1976. Disponível em:
<http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/41003/1/9241541261_eng.pdf?ua=1>. Acesso em: 16 abr. 2015

YANG, S. et al. Improving balance skills in patients who had stroke through virtual reality treadmill training. **American Journal of**, 2011.

YANG, Y. et al. Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: a randomized controlled trial. **Gait & posture**, 2008.

YOU, S. et al. Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke an experimenter-blind randomized study. **Stroke**, 2005.

ZHANG, Z. et al. A smartphone based respiratory biofeedback system. ... **and Informatics (BMEI)**, ..., 2010.

Anexo A – Termo de consentimento livre e esclarecido voluntários pós-AVC

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário (a), de uma pesquisa. Meu nome é, sou o pesquisador (a) responsável e minha área de atuação é

Após receber os esclarecimentos e as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa, você não será penalizado (a) de forma alguma.

Em caso de dúvida **sobre a pesquisa**, você poderá entrar em contato com o (s) pesquisador (es) responsável (is), no telefone: (27) 3335-2661. Em casos de dúvidas **sobre os seus direitos** como participante nesta pesquisa, você poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Espírito Santo, pelo telefone: (27) 3335-7221 ou por correio, através do seguinte endereço: Universidade Federal do Espírito Santo, Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe, Prédio da Administração do CCS, CEP: 29040-090, Vitória – ES, Brasil.

INFORMAÇÕES IMPORTANTES SOBRE A PESQUISA

- 1-Título da pesquisa: Reabilitação Motora De Pacientes Pós-AVE Utilizando Ambientes Virtuais e sEMG
- 2- A pesquisa consiste na avaliação de um sistema de reabilitação, e para tal o voluntário será requisitado a jogar um jogo desenvolvido por esta equipe. Para dar início ao jogo eletrodos de superfície serão posicionados sob o músculo reto femoral (coxa) do voluntário, os eletrodos revelarão ao voluntário o seu nível de ativação muscular (baixo, médio, alto) durante as atividades do jogo. Previamente ao posicionamento dos eletrodos a pele dos voluntários será higienizada com álcool 70% e algodão.
- 3- Durante a alocação dos eletrodos não haverá risco iminente, já que não serão feitos procedimentos invasivos. Durante a realização dos exercícios há risco de queda, e para minimizá-lo, pelo menos um pesquisador e um profissional da reabilitação permanecerão ao lado do paciente durante todo o tempo.

4- Os benefícios da pesquisa incluem: aumento da motivação, da autoestima e independência do paciente

5- Há a possibilidade da sua inclusão no grupo teste, que utilizará o jogo de reabilitação, ou grupo controle, que continuará o tratamento apenas com a fisioterapia convencional.

6- Se depois de consentir em sua participação o Sr. (a) desistir de continuar participando, tem o direito e a liberdade de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, seja antes ou depois da coleta dos dados, independente do motivo e sem nenhum prejuízo a sua pessoa.

7- O (a) Sr. (a) não terá nenhuma despesa e também não receberá nenhuma remuneração. Os resultados da pesquisa serão analisados e publicados, mas sua identidade não será divulgada, sendo guardada em sigilo

Eu, _____, identidade _____, fui informado sobre o que o pesquisador quer fazer e porque precisa da minha colaboração, e entendi a explicação. Por isso, eu concordo em participar do projeto, sabendo que não vou ganhar nada e que posso sair quando quiser. Este documento é emitido em duas vias que serão ambas assinadas por mim e pelo pesquisador, ficando uma via com cada um de nós.

Assinatura do participante ou responsável

_____/_____/_____
Data

Assinatura do pesquisador

Anexo B - System Usability Scale (SUS), adaptado

	Discordo fortemente						Concordo fortemente
1. Eu acredito que eu gostaria de utilizar esse sistema com frequência	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
2. Eu achei esse sistema desnecessariamente complexo	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
3. Eu achei esse sistema fácil de se usar	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
4. Eu acredito que eu precisaria do auxílio de um técnico para utilizar o sistema	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
5. Eu achei todas as funcionalidades do sistema bem integradas	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
6. Eu penso que existem muitas inconsistências no sistema desenvolvido	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
7. Eu acredito que a maioria das pessoas aprenderia a utilizar esse sistema muito rápido	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
8. Eu achei o sistema muito complicado/incômodo de se usar	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
9. Eu me senti muito confiante ao utilizar o sistema	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		
10. Eu precisei aprender muitas coisas antes que eu pudesse lidar com o sistema	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
	1	2	3	4	5		

Anexo C - Goal Attainment Scalling (GAS), adaptado

		Objetivos avaliados	
Realizações previstas	Pontuação	Número de obstáculos superados	Tempo de adaptação a TA
Sem mudanças em relação do estado inicial/ Resultado pior que o esperado	-2	Menos de 40% obstáculos foram superados	Mais de 2 minutos e 10 segundos para adaptação e uso da TA
Objetivo parcialmente atingido	-1	40 a 60% dos obstáculos foram superados	De 1 minuto e 50 segundos a 2 minutos e 10 segundos para adaptação e uso da TA
Resultado esperado	0	50 a 70% dos obstáculos foram superados	De 1 minuto e meio a 1 minuto e 50 segundos adaptação e uso da TA
Resultado melhor que o esperado	+1	70 a 80% dos obstáculos foram superados	De 40 segundos a 1 minuto e meio para adaptação e uso da TA
Resultado muito melhor do que o esperado	+2	Mais de 80% obstáculos foram superados	Menos de 40 segundos para adaptação e uso da TA